

## 明 細 書

## 歯科診療装置

## 技術分野

本発明は、歯科診療装置に関し、特に、歯の治療に使用する工具類などの治療具を備えられるハンドピース等の歯科診療器具に、歯に関わる異変部を特徴的に抽出できる光を照射できる光源を含む光照射手段を設け、当該異変部の治療をし易くした歯科診療装置に関する。

## 背景技術

従来から、歯科診療において、歯科医は、歯牙の切削、歯垢や歯石の除去、治療箇所の洗浄、切削屑や唾液の回収などの処置をするための工具類が装着された歯科用エアタービンハンドピース、歯科用マイクロモータハンドピース、歯科用スケーラーハンドピース、歯科用スリーウェイシリンジ、デンタルミラー、バキュームシリンジ、歯科用光重合照射器、レーザハンドピース、歯科用歯面清掃器などの各種ハンドピース（又はインスツルメント）を駆使している。このようなハンドピースを用いて口腔内の診療を行う場合には、診療台等に別途設置された无影灯を点灯し、口腔内を照明したうえで、患部に対する診療又は治療作業が行われている。

しかし、患者の姿勢、治療部位、また、歯科医などの作業者の作業方向によっては、口腔内の照明が不足して、観察し難くなる場合もあり、その都度、无影灯の位置調整作業が必要になって、治療の作業性低下を招いている。

そこで、近年においては、歯科用ハンドピースの本体に、ハロゲ

ンランプなどの光源とライトガイドとを内蔵し、ハンドピース先端において光源からの光を出射して、歯などの治療部位を照明するようにしたハンドピースが開発され、実用化されている（例えば、特許文献 1 を参照）。

このハンドピースの例では、ハンドピース本体の前端部にチップを有するスケーラーであるが、この場合には、チップの形状や長さが様々でチップ先端の位置が一定ではないために、光が特定の方向に集中しないである程度広がって出射されるように、ライトガイドの出射端をハンドピース本体の前端部にリング状に配置している。これでは、ライトガイドが特殊な形状となり、コストが非常に高くなる。さらに、このような形状のライトガイドをハンドピースの本体内部に収納するための構造が複雑となり、製造コストが高くなる。また、ライトガイドの出射端付近を保持する機構が、スケーラーの基本振動を妨害するため、製品の振動特性に悪影響を与えるという問題点があった。

そこで、ライトガイドを使用しないで、1 個または複数個の発光素子をハンドピース本体の前端部に配置し、治療対象部位に対する照射光を発光素子から直接出射するように構成することが提案されている（例えば、特許文献 2 を参照）。

このハンドピースに備えられる発光素子としては、白色光を放射する発光ダイオード（LED）、或いは、レーザ光を放射する半導体素子を使用され、複数個の発光素子が、本体の先端部において、工具類の軸を取り囲むように環状に配置され、或いは、複数個の発光素子を集合して発光素子ユニットに形成され、更には、これらの発光素子が器具本体に対して着脱自在に取り付けられている。

この提案されたハンドピースの構成によれば、発光素子を使用することにより、ライトガイドを使用しなくて済み、ライトガイドに

起因するコスト高や構造の複雑化、光の減衰等の問題を無くし、また、光源の冷却が不要となるので、所望の性能を持つ歯科用器具が、比較的低コストで得られるようになる。

上述した歯科用ハンドピースでは、治療対象部位を観察し易くするために、光源からの光が照射されて照明するものであった。これに対して、治療対象部位、例えば、歯の齲蝕部、歯垢、歯石などであると判定するために、対象部位に特定の波長を有する光を照射することが行われている（例えば、特許文献 3、4 を参照）。

これらの特許文献に開示されたものは、検出精度及び信頼性の高い齲蝕、歯垢、バクテリアによる歯の感染などを認識する歯の状態の認識装置である。この認識装置は、検査すべき歯に指向させ、その歯において蛍光性放射光を励起させる励起放射光を発生する光源と、その歯からの蛍光性放射光を検出する検出装置と、該検出装置の前部に設置されたスペクトルフィルタとを有しており、光源の励起放射光の波長が、600 nm から 670 nm の間に設定されている。この構成にすることにより、齲蝕領域の蛍光スペクトルと、健康な歯の領域の蛍光スペクトルとの強度差が拡大されたことを検出して、この指向した歯に齲蝕があると認識する。

一方、近年においては、口腔内照明の不足による診療又は治療の作業性低下を改善した照明装置が種々開発されている。この照明装置の多くは、前述のハンドピースの先端部に光源を設けられるようにして、診療又は治療の際に、口腔内を照明できるようにしたものである。

例えば、コントラアングルタイプの歯科・医科用ハンドピースにおいて、複数の発光ダイオード（LED）が、工具装着部に取り付けられる工具を囲むように配置されることにより、工具周辺の 360 度の広い範囲に亘って、診療又は治療中の患部を明るく照明でき

るようにしている（例えば、特許文献 5 を参照）。このハンドピースでは、複数の LED を点灯する電力は、ハンドピース本体内に配設された可撓性のリード線又はフレキシブル基板配線によって供給されている。しかしながら、特許文献 5 の技術では、LED から照射される照射光の波長が口腔内の異変部を抽出できるものでなく、単なる照明に過ぎないため、異変部を抽出することができない。

また、ハンドピースに異変部を抽出できる光、即ち、励起光を照射する光源を組み込んだものとして、レーザダイオードとライトガイドとを歯科用スケーラー等のハンドピース内部に内蔵し、ハンドピース先端から口腔内に出射された光によって発生した蛍光をフォトダイオードで検出して評価することができる歯科用ハンドピースが知られている（例えば、特許文献 6 を参照）。このハンドピースにより、齲蝕、プラーク、細菌の感染、結石、歯石などに対する処置が、それらを検出し、評価しながら、簡単に行えるというものである。

しかし、このハンドピースの場合では、口腔内における患部の状態を検出し、評価しながら診療又は治療を行うことができるが、レーザダイオードで励起光を照射したスポット部分についてのみ齲蝕しているかどうかをフォトダイオードで検出し、評価できるだけであり、齲蝕部分の分布についてまでは認識できなかった。また、歯科医が購入済みで施術に使用中の歯科用インスツルメントに装着して使用することはできないものであった。

また、ハンドピース本体内にライトガイドや光源を配設して、口腔内を照明する照明光をハンドピース先端部から照射できるようにしたものも開発されているが、これらは、いずれも照明光を照射するものであって、励起光を照射するものではなかった。また、上述した特許文献 2 で提案されたハンドピースでは、ライトガイドを使



用しないで、1個または複数個の発光素子をハンドピース本体の前端部に配置し、診療又は治療対象部位に対する照射光を発光素子から直接出射するようにしている。

このハンドピースに備えられる発光素子としては、白色光を放射するLED、或いは、レーザ光を放射する半導体レーザ素子（LD）が使用されているが、LEDを構成するベアチップを複数集積して発光素子モジュールを形成し、該発光素子モジュールを、口腔内の診療又は治療すべき部位を照明する照明装置として組み込むことができる歯科用ハンドピースが開発されている（例えば、特許文献7を参照）。この発光モジュールには、電極ピンが備えられ、この電極ピンをハンドピース先端のソケットに接続することにより、ハンドピース後端に接続された電源コードからLEDの駆動用電力が供給される。

しかしながら、特許文献2、7についても、これらの光源から照射される光は、いずれも照明光であって、異変部を抽出する励起光ではなく、しかも、歯科医が購入済みの歯科用インスツルメントに装着して使用することはできないものであった。また、最近になって、LEDや半導体レーザの出力が大きくなってき始めており、肉眼によって異変部の観察が可能となってきた。

特許文献1 特開平7-275261号公報

特許文献2 特開2000-316874号公報

特許文献3 特開平5-337142号公報

特許文献4 特開平9-189659号公報

特許文献5 特開2001-112779号公報

特許文献6 特開2001-299699号公報

特許文献7 特開2002-306512号公報

## 発明の開示

### 発明が解決しようとする課題

しかしながら、提案されている上述の歯科用ハンドピースでは、汎用的なLEDデバイスを単に歯科用に転用したものである。そこで、口腔内で診療時に使用するには、歯科用ハンドピースとして十分な光量が必要であり、そのため、大出力の大きなLEDデバイスを用いるか、或いは、LEDデバイスの個数を増やすことが必要となる。その場合、歯科用ハンドピースが大型化するため、実用的でない。

通常、肉眼で齲蝕の検出を行うが、一方において、上述した歯の状態の認識装置では、対象部位に、蛍光性放射光を励起させる励起放射光を照射して、例えば、その部位が齲蝕であるとの検出を行うようになっている。そのため、齲蝕を治療する場合には、先ず、検出用プローブを使って、口腔内の歯を照明して観察し、齲蝕らしき歯を探し当てたとき、当該歯が齲蝕のある歯牙であるかどうかを、上述の認識装置で確認することになる。そして、当該歯が齲蝕であると確認できた場合には、例えば、切削工具を装着したハンドピースを用意し、当該歯を治療している。

この様に、例えば、齲蝕の治療は、数種類の用途のハンドピースが使用され、齲蝕の部位を確認しながら行われ、治療作業が煩雑なものとなっている。そのため、治療作業中においては、齲蝕の部位を正確に把握しづらく、しかも、治療程度を確かめることが困難であった。特に、完全に齲蝕部が除去されたか切削の都度確認しづらい欠点があった。また、上述の従来技術では、治療器と組み合わせ治療を行う際に異変部の画像を抽出するという技術思想がなかった。

また、通常、例えば、歯科医が齲蝕の治療を行う場合、口腔内を

無影灯又は照明機能付きハンドピースで照明して、歯科医の肉眼により齲蝕の検出が行われる。このような肉眼での齲蝕等の検出は、齲蝕が進んで顕在化したものは検出できるが、齲蝕が進んでおらず、肉眼では検出しにくかったものまでは分からなかった。対象部位、即ち、異変部を抽出できるように、蛍光を励起させる励起光を照射する励起光照射用ハンドピースを使用する場合、蛍光の確認によって、その部位が齲蝕であるとの検出を行っている。そこでは、当該歯が齲蝕のある歯牙であることが特定できた。しかしながら、蛍光は、弱い光であって、蛍光のみを見る場合では、正常組織は、輪郭程度しか見えない暗い像であった。

この様に、例えば、齲蝕の治療は、数種類の用途のハンドピースが使用され、齲蝕の部位を確認しながら行われ、治療作業が煩雑なものとなっている。そのため、診療又は治療作業中においては、齲蝕の部位を正確に把握することが難しく、しかも、治療の程度を確かめることが困難であった。特に、完全に齲蝕部が除去されたのかについて、切削の都度、確認しづらいものであった。

それ故、様々な既存のハンドピースに、診療又は治療用の工具等が取り付けられるだけでなく、励起光を照射する照射光源等を着脱自在とすることにより、複数種類の用途のハンドピース全てを齲蝕等の異変部を検出可能なハンドピースとして使用できるものになると都合がよい。更に、口腔内を照明する照明光と、齲蝕等の異変部を抽出できる励起光との両方を照射できる機能が備えられると、齲蝕等の異変部のみならず、異変部周辺の正常な生体組織も、鮮明に視認できるので、ハンドピースの利便性が向上し、診療又は治療を確実に、且つ、効率的に行うことができるようになる。

上述した特許文献2及び5に開示された歯科用ハンドピースでは、工具装着部に取り付けられた工具の周辺を照明することができ、

例えば、工具による歯の切削作業中であっても当該歯を明るく照明できる。しかし、切削作業中に当該歯を照明できても、肉眼では判り難い当該歯の齲蝕の程度、特に、軽度の齲蝕等を確認することが困難である。また、歯石や歯垢の検出も容易ではない。

また、上述の特許文献6に開示されているような歯科用ハンドピースでは、レーザダイオード又はフォトダイオードとライトガイドとがハンドピース内部に内蔵され、ハンドピース先端から出射された光によって発生した蛍光を検出しながら、つまり、励起光を照射した点の蛍光の強さを検出することは可能であり、数点測定して異変部がどの程度に広がっているかを把握してから、そこで始めて治療を行うことができる。しかしながら、蛍光の発生している場所が、どの程度の広がりを持って分布しているかについて、一目の下に把握することができる観察はできなかった。更に、併せて、口腔内の照明を行うことはできない。

さらに、上述の特許文献7に開示されている歯科用ハンドピースで、工具類が取り付けられるタイプのものでは、発光素子モジュールがハンドピース本体に内蔵されており、しかも、放射できる光は、白色と青色とに限られ、歯牙の齲蝕部位や歯石を抽出可能な特定波長を放射するものではない。

この様に、従来に開発されたハンドピースでは、口腔内の診療又は治療の機能と、口腔内の照明機能と、口腔内の異変部の抽出機能とが別々のハンドピースに組み込まれており、これらの機能を合わせ備えたハンドピースがなかった。従って、医療術者は、診療又は治療にあたって、種々の機能を有するハンドピースを揃えなくてはならず、煩わしいものであった。また、一つのハンドピースに、これらの機能を有するハンドピースとするには、新たに開発しなければならない、ハンドピースの価格が高くなるという問題がある。

そこで、本発明の目的は、小型化、高輝度化することができる発光素子を備え、発光素子から放出される光として、齲蝕部、歯石部などの口腔内の異変部を特徴的に抽出できる光を採用した歯科診療装置を提供することにある。発光素子から放出される光が励起光となり齲蝕部、歯石部などの口腔内の異変部に照射されると異変部から蛍光が発せられ、術者はその蛍光を観察しながら診療する。特に赤外線は、直進性がよいのでフィルタを介して観察すると、歯牙の表層近辺の病変が良く判る。

さらに、本発明の他の目的は、光源から放射される励起光又は照明光を口腔内の異変部に照射できるアダプタを、該異変部を診療又は治療するハンドピースに着脱自在に装着できるようにして、既存のハンドピースに他の機能を簡単に付加することができる口腔用照明装置を備えた歯科診療装置を提供することにある。

#### 課題を解決するための手段

本発明は、上述した課題を解決するため、歯科診療装置において、口腔内の異変部を診療する診療具を備える、又は装着できる先端部を有するインスツルメントと、前記先端部又は前記先端部の近傍に配置された光源を有する光照射手段とを有し、前記光源から前記異変部を特徴的に抽出させる光を励起する励起光を前記異変部に向けて照射する。

前記励起光の波長は、 $405 \pm 50 \text{ nm}$ の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$ の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$ の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域のいずれかから選択される。

前記光照射手段は、前記励起光を放出する光源と、前記口腔内に照明光を放出する光源とを含むものとし、前記励起光と前記照明光を同時に放出することもでき、或いは、前記光照射手段は、前記励



起光と前記照明光を選択的に放出でき、又は前記励起光と前記照明光を同時に放出することもできる。更には、前記照明光として、白色光を放出する。

前記光源には、LED又は半導体レーザによる発光素子を含め、更に、前記光源に、白色光を放出する発光素子を含める。

前記光照射手段は、前記励起光を放出する光源と、前記口腔内に照明光を放出する光源とを含み、前記励起光と前記照明光を同時に放出することもでき、更には、前記光照射手段は、前記光源に係る放出光量を可変調節される。

前記光照射手段は、放出する光の波長域が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を切り換えて一つの波長域の光を照射することができ、或いは、少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節することができる。

前記光照射手段は、励起光を放出する励起光光源と白色光を放出する白色光光源とを含み、該励起光光源と該白色光光源とを切り換えて前記励起光と前記白色光のどちらかを照射することができ、或いは、少なくとも一方の光源に係る放出光量を可変調節する。

前記光照射手段は、放出する励起光の波長域が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を切り換えて一つの波長域の励起光を照射することができ、或いは、少なくとも一つの光源に係る励起光の放出光量を可変調節する。

前記光照射手段は、波長域が異なる励起光を放出する励起光光源と白色光を放出する白色光光源とを含み、前記複数の励起光光源と前記白色光光源とを切り換えて前記励起光と前記白色光とを照射することができ、或いは、前記複数の励起光光源と前記白色光光源の少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節する。

前記光源は、ハロゲンランプ、キセノンランプ、ナトリウムラン

プ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はブラックライトランプのいずれか一つの発光素子を含むものとし、更に、前記光照射手段は、前記光源から放出される光から所定波長の光を選択する光学フィルタを有し、前記所定波長の光は、特性の異なる前記フィルタの交換によって選択される。

前記光照射手段は、放出する光の波長が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を順次切り換えて光の放出を選択し、異なった波長の前記光を時分割で順次照射する。

前記照射部は、前記診療具又は該診療具の装着部の近傍に取り付けられ、前記励起光が、前記診療具を囲む周辺部位から前記異変部に向けて照射される。

前記光源は、前記先端部とは別体に形成された別体部材に設けられ、前記別体部材は、前記先端部と着脱自在に係合でき、該先端部と係合されたとき、前記光源に給電する接続部材を有する。

治療用レーザ光を照射する前記診療具が前記先端部に備えられ、前記光照射手段の光源が、前記先端部に配置され、更には、前記光照射手段は、前記励起光と前記治療用レーザ光とを、時分割で前記異変部に照射する。

前記照射部は、前記インスツルメントの先端部に着脱自在に装着できる装着部材を有するアダプタに備えられ、前記光源は、複数の発光素子を含み、前記複数の発光素子が、前記アダプタの端面部に並置されている。

前記アダプタは、前記インスツルメントの先端部に着脱自在に嵌め込まれるリング形状を有し、前記光源を駆動操作する操作部を備え、更には、前記光源を駆動する電源を備え、該電源は、一次電池又は二次電池である。

前記光源を駆動する電源は、前記アダプタと分離して設けられ、

更には、該電源は、前記インスツルメントの本体に着脱自在に装着される。

前記光源を駆動操作する操作部が、前記インスツルメントの本体に着脱自在に装着されるものとし、前記装着部材は、前記アダプタを前記インスツルメントの先端部に弾性的に保持するものとした。

前記アダプタは、前記インスツルメントの本体の軸方向と直交し該本体の周辺に広がる平面を有するフィルタ板を備えている。

前記アダプタは、前記口腔内を照明する照明手段が前記インスツルメントに設けられている場合、該照明手段からの照明光を遮る位置に取り付けられる。

前記インスツルメントが、治療用レーザ光と、該治療用レーザ光の照射位置を照準するガイド光とを前記口腔内に照射できるレーザハンドピースであり、前記励起光が、前記ガイド光に含まれるものとした。

前記照射部は、前記診療具の装着部近傍に配置された前記発光素子を有し、該発光素子が、前記診療具を囲む形態で配置され、更には、前記発光素子が、前記診療具の装着部近傍に収納されている。

前記光照射手段が、波長の異なる光を放出する複数の光源を有し、前記複数の光源を切り換え選択でき、或いは、少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節できる操作部が、前記インスツルメントに設けられる。

## 発明の効果

以上の構成による発明によれば、歯科診療装置の診療具の近傍に、異変部を特徴的に抽出する光を対象部位に放射する光源を含む光照射手段を備えているので、治療作業者は、この歯科診療装置で診療する場合、放射された光により励起され発生する蛍光又は反射光

を検出するフィルタなどを使った目視により、口腔内の異変部、例えば、齲蝕部位、軟化象牙質部、歯石、歯垢、バイオフィルム、欠損、ひびなどがより明瞭に観察できるようになり、診療作業中でも、診療範囲や診療程度を確認することができる。

また、複数の波長の発光素子や白色光源などの照明用光源を組み合わせることにより、複数種類の患部抽出の機能を時分割又は手動で切り換えて使用したり、照明用として使用したりすることも出来る。これにより、患部の種類や治療目的に応じてハンドピースや診療器具を持ち換える必要がなく作業効率が上がる。

さらに、歯科診療装置の診療具の近傍に、対象部位を照明する光照射手段を併用することができるので、診療作業者は、照明装置と診療装置とを切り換えながら、診療作業を進めることができるようになり、作業効率が向上する。

以上の様に、本発明によれば、既存の照明機能を有するハンドピースに、本発明の口腔内照明装置を装着する場合、口腔内の照明機能に付加して、口腔内の異変部を抽出できる機能を簡単に持つことができるようになり、また、照明機能を持たない歯科用ハンドピースに本発明の口腔内照明装置を装着する場合、このような口腔内の異変部を抽出できる機能を有するハンドピースに容易に変更が可能となり、更に、通常の照明機能を付加すれば、診療台に付属する无影灯より、口腔内の異変部のみならず、異変部周辺の生体組織が見やすく、治療が楽になる。

また、上述のように、異変部を抽出する励起光を放射する機能を持たない各種の歯科用ハンドピースに、本発明の口腔内照明装置を装着し、励起光を照射することにより、口腔内の異変部で励起された蛍光を観察しながら、異変部の分布状況を基にして診療又は治療を行うことができるので、異変部が治療すべき部位であることが面

状の画像情報として明確に認識でき、患部のみを選択的に治療できる。

また、口腔内を照明する照明光と、齲蝕等の異変部を抽出できる励起光との両方を同時に照射できる機能が備えられるので、齲蝕等の異変部のみならず異変部周辺の正常な生体組織も同時に鮮明に視認できるので、ハンドピースの利便性が向上し、診療又は治療を確実に、且つ、効率的に行うことができる。

本発明による口腔内照明装置は、前記異変部を抽出する波長及び／又は該異変部を照明する波長の光として、白色光、単色光、赤外光及び紫外光のうちのいずれか一つ以上の光を照射できるので、様々な異変部に対応する最適な励起光や照明光を併用することができる。また、前記光源から放射される前記光の強度が調整されるようになっているので、励起光や照明光を、異変部を視認し易い光量に調整することができる。

本発明によれば、前記光源は、発光ダイオード又は半導体レーザの発光素子からなるので、製品の小型化がし易く、市販品を入手することから、コストの安い製品にすることができる。更に、前記光源は、ハロゲンランプ、キセノンランプ、ナトリウムランプ、メタルハライドランプ又は水銀ランプのいずれかの一つのランプを含むので、前記ランプから放射される幅広い波長を有するから、照明光としても使用できる。また、該ランプから放射される幅広い波長の光から、異変部を抽出する特定の波長を選択して放射するように、光学フィルタを備えることで、様々な波長の励起光を発生することができる。また、このような光学フィルタを着脱自在にしておけば、ランプ光源の光を照明光としても励起光の光としても使用できる。

また、前記異変部を抽出する波長は、 $405 \pm 50 \text{ nm}$ の近紫外



線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$ の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$ の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域であるので、歯石や齲蝕、充填物の有無、細かい亀裂等を識別することができる。前記光源から放射される光は、光重合樹脂の硬化に適する波長の光を含むので、齲蝕や亀裂の箇所に対して直ぐに光重合樹脂を充填する治療が行える。

本発明によれば、前記光源は、複数の波長の光を放射でき、前記光源から放射される光の波長を切り換えて照射することができるので、例えば、周知の波長切り換え可能な発光ダイオードや半導体レーザーを使用することから、複数の励起光を選択使用することができる。

本発明の口腔内照明装置では、複数の波長を放射できる発光素子を備え、この発光素子の駆動を切り換えられるようにし、波長選択を可能にしたので、例えば、照明機能と異変部抽出機能との役割を既存のハンドピースに付加でき、異変部抽出機能のある複数の波長を切り換えることができる。これにより、歯の齲蝕の治療中において、照明機能と異変部抽出機能を両方駆使しながら、齲蝕から発する蛍光がなくなるまで、除去すればよいので、患部の除去に対する基準が得られる。また、齲蝕と歯石等、異なる異変部にそれぞれ最適の励起光の波長を選択使用することによって視認性が高まる。

また、本発明によれば、前記光源が、前記ランプを含む場合に、該ランプから放射される光から、異なる波長の光が、光学フィルタの交換によって選択されることで、光学フィルタの交換によって、照明機能と異変部抽出機能を併せ持たせ、異なる異変部に対して最適な異変部抽出機能を生じせしめることができる。

本発明によれば、前記光源は、複数の発光素子を含み、該複数の発光素子が、前記アダプタの端部において、並置されているので、

効率良い放射を行える。該アダプタは、歯科用インスツルメントの先端部に着脱自在に嵌め込まれるリング形状を有しているので、いずれの角度からも放射できるので、影を生じることがなく、歯科用インスツルメントを使用することができる。また、前記光源に含まれる複数の発光素子が、前記アダプタの端部において環状に配置されているので、影が生じることなく、歯科用インスツルメントを使用することができる。

また、本発明によれば、前記光源を駆動操作する操作部が、前記アダプタに設けられているので、アダプタに設けられているスイッチ等を操作するだけで、光源のオン・オフ等の操作を行うことができる。更に、前記電源は前記アダプタに設けられているので、電源をボタン電池などの小型のものを使用すれば、装置全体として小型化し得る。該電源には、一次電池又は二次電池であるので、簡単に着脱交換して使用できる。

本発明によれば、前記光源は、前記アダプタとは分離されて設けられた電源により駆動され、大きく重い電源を光源から離すことができるので、インスツルメントの操作に支障がないものにできる。

以上のように、本発明の口腔内照明装置には、電源が、アダプタに内蔵され、或いは、アダプタに接続されているので、既存のインスツルメントに電源が備えられていなくても、アダプタに備えられた発光素子を点灯駆動することができ、照明機能又は異変部抽出機能を達成することができる。一方、既存のインスツルメントに電力が供給される構成になっている場合でも、口腔内照明装置用に電力供給の接続構成を特別に備える必要がなく、コストが嵩むことがない。

本発明によれば、前記電源は、歯科用インスツルメントの本体に着脱自在に装着されるので、本体に設置しない場合に比べてぶらっ

くことなく、電源の交換をし易くなる。更に、前記光源を駆動操作する操作部が、歯科用インスツルメントの本体に着脱自在に装着されるので、操作性が良くなる。

また、本発明によれば、前記装着部材が、前記アダプタを歯科用インスツルメントの本体に弾性的に保持するので、着脱が容易になる。また、本発明の口腔内照明装置では、各種ハンドピースに装着するための装着部材が専用形状でなく、コイル等で弾性的に保持できるようにしたので、切削用ハンドピース、例えば、エアタービンハンドピース、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピース等、全種のハンドピースにおける先端部に使用することができるようになり、安価なハンドピースシステムを構成することができる。

本発明によれば、前記アダプタには、離れた光源から放射された光が、導光部材により導光されるので、光源と導光部材の出射端との距離を取ることができ、インスツルメントの操作性を良くし、視界を確保し易い構成とすることができる。

本発明によれば、前記アダプタは、歯科用インスツルメント本体の軸方向と直交する平面を有するフィルタ板を備えられるので、術者は、該フィルタ板を透過した蛍光のみを観察することで、異変部の視認が行い易くなる。この様に、本発明の口腔内照明装置には、励起光のみを除去し、或いは、蛍光を通過させるフィルタ板を組み合わせることが可能であるので、従来のように、それらのフィルタ機能を有するメガネ又はゴーグルを使用しなくて済み、特に、複数の波長を選択して使用する場合には、安価なフィルタ板をその波長に合わせて容易すればよい。

また、本発明によれば、歯科用インスツルメントが、前記異変部を照明する照明手段を備えている場合、前記アダプタは、該照明手

段からの照明光を遮る位置、つまり、既存の照明光照射機能付きハンドピースにおいて、照射光の照射される照射端に取り付けられるので、術者は、既存の照明光の照射角度や位置と余り変わらない状態で使用できる。

本発明によれば、歯科用インスツルメントが、歯科用エアタービンハンドピース、歯科用マイクロモータハンドピース、歯科用スケーラーハンドピース、歯科用スリーウェイシリンジ、デンタルミラー、バキュームシリンジ、歯科用光重合照射器、レーザハンドピース、歯科用歯面清掃器のいずれか一つであるので、いずれのインスツルメントにおいても、異変部を抽出することが簡単にできる。

例えば、照射する励起光として、例えば、400nm近辺の波長の光を採用しているので、齲蝕部位、歯石、歯垢から特徴的な蛍光を効率的に励起させることができる。これらの患部の除去を目的とする、歯科用エアタービンハンドピース、歯科用マイクロモータハンドピース、歯科用スケーラーハンドピース、レーザハンドピース、歯科用歯面清掃器等の照明用として、最適となる。この400nm近辺の波長は、LEDや、LDを含む半導体レーザなどにより簡単に得られる。特に、波長が405nmの光は、DVD用の半導体素子により得られる。また、レーザハンドピースの場合には、励起光や照明光をガイドビームとして使用することができる。

さらに、例えば、エアタービンハンドピース専用、スケーラーハンドピース専用という形状の口腔内照明装置を採用すれば、各々のハンドピース用のアダプタ光源一つを、使用するごとに装着すればよいので、各々について照明付きハンドピースを揃えるより、照明機能を持たないハンドピースと、本発明の口腔内照明装置の一つとを用意する方が、安価となる。

本発明の口腔内照明装置は、更に、歯科用スリーウェイシリンジ

やバキュームシリンジに搭載されることができるようになるので、歯科医が切削用インスツルメントで歯を治療しているとき、切削用インスツルメントの操作性を悪化させることなく、歯の患部の明示が可能となる。このことは、通常、歯科用スリーウェイシリンジやバキュームシリンジは、衛生士が使用するインスツルメントであり、歯科用スリーウェイシリンジが、治療部位に水や空気を吹きかけ、バキュームシリンジが、治療部位からの水や切削分などを吸い込むものであり、ともに治療部位の方向を向いているためである。これらのインスツルメントに励起光源を装着すれば、歯科医が使用する切削用インスツルメントに、わざわざ励起用光源を装備しなくて良くなり、その操作性を悪化させることがない。

#### 図面の簡単な説明

図 1 A 及び 1 B は、本発明をエアタービンハンドピースに適用した実施例 1 による概略構成を説明する図である。

図 2 は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 1 を説明する図である。

図 3 は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 2 を説明する図である。

図 4 A 及び 4 B は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 3 を説明する図である。

図 5 は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 4 を説明する図である。

図 6 A 及び 6 B は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 5 を説明する図である。

図 7 は、具体例 5 における光照射手段の光源部の詳細を説明する斜視図である。



図 8 A 及び 8 B は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 6 を説明する図である。

図 9 A 及び 9 B は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 7 を説明する図である。

図 10 は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 8 を説明する図である。

図 11 は、具体例 8 における光照射手段の光源部の詳細を説明する図である。

図 12 は、実施例 1 による光照射手段の取り付けに係る具体例 9 を説明する図である。

図 13 は、本発明をマイクロモータハンドピースに適用した実施例 2 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 10 を説明する図である。

図 14 は、実施例 2 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 11 を説明する図である。

図 15 は、具体例 11 における光照射手段の光源部の詳細を説明する図である。

図 16 A 及び 16 B は、実施例 1 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 12 とその変形例を説明する図である。

図 17 A 及び 17 B は、本発明をスケーラーハンドピースに適用した実施例 3 による概略構成を説明する図である。

図 18 A 及び 18 B は、実施例 3 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 13 を説明する図である。

図 19 は、実施例 3 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 14 を説明する図である。

図 20 A 及び 20 B は、実施例 3 によるハンドピース先端部にお

ける光照射手段の取り付けに係る具体例 15 を説明する図である。

図 2 1 は、実施例 3 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 16 を説明する図である。

図 2 2 は、本発明をスリーウェイシリンジに適用した実施例 4 による光照射手段の取り付けに係る具体例 17 を説明する図である。

図 2 3 は、実施例 4 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 18 を説明する図である。

図 2 4 は、本発明をライトプローブに適用した実施例 5 による光照射手段の取り付けに係る具体例 19 を説明する図である。

図 2 5 は、実施例 5 によるハンドピース先端部における光照射手段の取り付けに係る具体例 20 を説明する図である。

図 2 6 は、本発明をデンタルミラーに適用した実施例 6 による光照射手段の取り付けに係る構成を説明する図である。

図 2 7 A 及び 2 7 B は、本発明を歯科用光重合器に適用した実施例 7 による光照射手段の取り付けに係る構成を説明する図である。

図 2 8 A 及び 2 8 B は、本発明をデンタルレーザ治療器に適用した実施例 8 による光照射手段の取り付けに係る具体例 21 を説明する図である。

図 2 9 は、本発明が適用されたレーザハンドピースを用いて診療している様子を説明する図である。

図 3 0 は、本発明をレーザハンドピースに適用した実施例 8 による光照射手段の取り付けに係る具体例 22 を説明する図である。

図 3 1 は、本発明をレーザハンドピースに適用した実施例 8 による光照射手段の取り付けに係る具体例 23 を説明する図である。

図 3 2 A 乃至 3 2 C は、本発明をレーザハンドピースに適用した実施例 8 による光照射手段の取り付けに係る具体例 24 を説明する図である。

図 3 3 A 及び 3 3 B は、本発明による電源一体型の口腔内照明装置に係る実施例 9 について、ハンドピース本体に取り付けた場合の具体例 2 5 を説明する図である。

図 3 4 A 及び 3 4 B は、実施例 9 の口腔内照明装置をハンドピースヘッドに取り付けた場合を示す具体例 2 6 を説明する図である。

図 3 5 A 乃至 3 5 C は、具体例 2 6 における口腔内照明装置の変形例を説明する図である。

図 3 6 は、口腔内照明装置におけるリング形状アダプタの内部構成例を説明する図である。

図 3 7 は、別のハンドピースヘッドに取り付けられる実施例 9 に係る口腔内照明装置の具体例 2 7 を説明する図である。

図 3 8 は、具体例 2 7 の口腔内照明装置をハンドピースヘッドに装着した状態を説明する図である。

図 3 9 A 及び 3 9 B は、本発明による電源分離型の口腔内照明装置に係る実施例 1 0 について、ハンドピース本体に取り付けた場合を示す具体例 2 8 を説明する図である。

図 4 0 A 及び 4 0 B は、実施例 1 0 の口腔内照明装置におけるスイッチ操作部をハンドピース本体に装着した場合を示す具体例 2 9 を説明する図である。

図 4 1 は、具体例 2 9 による口腔内照明装置を他の歯科用インスツルメントに装着した場合を示す具体例 3 0 を説明する図である。

図 4 2 A 及び 4 2 B は、具体例 2 9 の口腔内照明装置におけるスイッチ操作部に電源部を一体化した場合を示す具体例 3 1 を説明する図である。

図 4 3 A 及び 4 3 B は、具体例 2 6 の口腔内照明装置を電源分離型に変形した場合を示す具体例 3 2 を説明する図である。

図 4 4 A 及び 4 4 B は、リング状アダプタを有する口腔内照明装

置を具体例 29 に適用した場合を示す具体例 33 を説明する図である。

図 45A 及び 45B は、口腔内照明装置におけるリング状アダプタの他の内部構成例を説明する図である。

図 46 は、具体例 27 の口腔内照明装置を電源分離型に変形した場合を示す具体例 34 を説明する図である。

図 47 は、具体例 34 の口腔内照明装置を歯科用インスツルメントに装着した状態を説明する図である。

図 48 は、本発明による導光型の口腔内照明装置に係る実施例 11 について、ハンドピース本体に取り付けた場合の具体例 35 を説明する図である。

図 49 は、具体例 35 の導光型の口腔内照明装置をレーザハンドピース本体に取り付けた場合の具体例 36 を説明する図である。

図 50 は、具体例 35 の導光型の口腔内照明装置を変形してレーザハンドピース本体に取り付けた場合の具体例 37 を説明する図である。

図 51 は、本発明による口腔内照明装置にアイプロテクタ部材を備えた実施例 12 について、電源一体型の場合に適用した具体例 38 を説明する図である。

図 52 は、実施例 12 について、電源分離型の場合に適用した具体例 39 を説明する図である。

図 53 は、実施例 12 について、電源分離型であって、スイッチ操作部を備えた場合に適用した具体例 40 を説明する図である。

図 54 は、複数の発光素子を点灯制御する駆動回路を説明する図である。

図 55 は、発光素子を時分割で点灯する時のスイッチの制御について説明するタイムチャート図である。

図56は、励起光と照明光との光量バランスを調節できる電気回路例を示す図である。

図57は、励起光と照明光との光量バランスを、工場出荷時の初期設定とユーザによる任意の調節とを切り換えられる電気回路を示す図である。

図58は、励起光と照明光との光量バランスを調節できる別の電気回路例を示す図である。

図59は、励起光の照射に対する健康エナメル質と齲蝕エナメル質の蛍光発光状態に係る例を説明するグラフである。

図60は、励起光の照射に対する健康エナメル質と齲蝕エナメル質の蛍光発光状態に係る他の例を説明するグラフである。

図61は、口腔内の歯における異変部を説明する図である。

図62は、ハンドピースを備えた口腔治療装置の概要を説明する図である。

#### 発明を実施するための最良の形態

本発明による歯科診療装置の実施形態を説明する前に、口腔内の異変部を特徴的に抽出できる原理について、図59乃至61を参照して説明する。

始めに、図59には、励起光の照射に対する健康エナメル質と齲蝕エナメル質の蛍光発光状態を説明するグラフが示されている。歯に対して、特定の波長を有する励起光が照射されたときに、歯の状態に影響した蛍光反射波の様子が示されている。同図では、健康な歯のエナメル質の場合と、齲蝕された歯のエナメル質の場合とにおける、nm単位で表された波長に対する歯によって反射された放射線の相対値で表された放射線強度Iがプロットされている。入射放射線、つまり、励起光は、406nmの波長を有する。



図 5 9 のグラフから判るように、図示された夫々のカーブは互いに異なっている。特に、齲蝕された歯のエナメル質に対する放射線強度のカーブは、636 nm と 673 nm と 700 nm の所で 3 つの大きな山となる強度を示している。この健康な歯のエナメル質と齲蝕された歯のエナメル質における蛍光挙動の差異を利用すれば、636 nm と 673 nm と 700 nm の反射光が目立つ、即ち、これらの赤色の蛍光が目立つということであり、これらの赤色部分を観察することにより、齲蝕の有無やおおよそその齲蝕の進行度合いの診断を行うことができる。

また、図 6 0 には、励起光の照射に対する健康エナメル質と齲蝕エナメル質の蛍光発光状態に係る他の例を説明するグラフが示されている。歯に対して、特定の波長を有する励起光が照射されたときに、歯の状態に影響した蛍光反射波の様子が示されている。図 6 0 では、健康な歯のエナメル質の場合と、齲蝕された歯のエナメル質の場合とにおける、nm 単位で表された波長に対する歯によって反射された放射線の相対値で表された放射線強度がプロットされている。この場合に照射した入射放射線、つまり、励起光は、488 nm の波長を有している。

図 6 0 に示された他の蛍光発光状態のグラフから判るように、図示された夫々のカーブは互いに異なっているが、その異なり方は、図 5 9 に示された蛍光発光状態のグラフと違っている。健康エナメル質と齲蝕エナメル質の夫々の放射線強度カーブは、いずれも、励起光の波長付近でピークとなっているものの、そのピークの高さが異なっている。このことから、この健康な歯のエナメル質と齲蝕された歯のエナメル質における蛍光反射強度の差異を利用すれば、齲蝕の有無や、おおよそその齲蝕の進行度合いに係る診断を行うことができる。

以上に説明したように、健康エナメル質と齲蝕エナメル質とに照射された放射線に対する蛍光挙動の差異又は反射強度の違いを利用すれば、当該歯が健康であるか、又は、齲蝕されているかの判断を行うことができる。

そこで、実際に、歯における異変部、例えば、齲蝕され、或いは、歯石や歯垢が付着している歯牙に、上述した励起光を照射したときの様子を図61に示した。図中では、例示として、口腔内の歯列が示され、代表的に、歯T1乃至T4からなる歯列が示されている。図61では、歯T2とT3に、齲蝕部位B1、B2が存在する場合を例示している。齲蝕部位B1は、完全に齲蝕されて大きな穴状となっている場合（実線で図示）であり、齲蝕部位B2は、歯内部が侵されている場合（破線で図示）である。

ここで、特定の波長を選択された励起光が照射されると、歯から蛍光が発生する。このとき、図59又は図60のグラフに示されるように、健全部と齲蝕部とでは蛍光反射強度が異なるので、治療作業者が、この蛍光を検出できるフィルタ機能を備えたメガネ又はゴーグルを使用して目視し、或いは、ハンドピースに配置された当該フィルタ機能を備えたプロテクト板などを介して目視すると、齲蝕部位B1及びB2を他の健全部と区別して認識することができる。なお、このフィルタ機能とは、単純に励起光を遮断する特性であればよい。例えば、405nmの励起光であれば、440nmより長い波長の領域のみを透過するフィルタであればよい。

齲蝕部位B2は、齲蝕部位B1よりその強度が弱く見える。そのため、診療作業中において、この励起光を照射し続けることにより、齲蝕部位B1、B2の存在を把握でき、しかも、どちらの齲蝕部位を先に治療すればよいかが判断し易くなる。さらに、治療開始した後においても、治療対象部分を特定でき、治療進行状態を明確に

把握でき、治療し残しや削りすぎを無くすることができる。また、診療器具を一々持ち替える必要がないので作業効率が向上する。基本的に、齲蝕部位では、本来の部位の色と異なる蛍光色が出るので、その色を発する部分を治療する。歯石、歯垢の付着部位も同様である。

歯に係る異変部として、例えば、齲蝕部位、軟化象牙質、歯石、歯垢、バイオフィルム、欠損、ひびなどが挙げられるが、これらの異変部に照射されたときに蛍光挙動の差異又は反射強度の違いを示す特定の波長としては、 $405 \pm 50 \text{ nm}$ の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$ の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$ の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域の光が挙げられるがこれらの波長に限定されるわけではない。なお、赤外線領域、又は、近赤外線領域の光は、励起光として使用することもあるが、赤外線そのものの反射光を観察する事も可能である。上記は、一例であり本発明はこれに限定されるものではない。

これらの光は、発光ダイオード（LED）や、レーザダイオード（LD）を含む半導体レーザ素子などの発光素子を使用することによって簡単に発生でき、これらの素子は、レンズ部を備えた素子モジュールに形成され、小型の光源として利用できる。LED素子としては、白色LEDを使用してもよい。また、これらの素子以外にも、発光素子として、ランプ光源、例えば、ハロゲンランプなどによる白色光を利用することもできる。この時には、所定の波長を取出せる光学フィルタを組み合わせることで実現できる。

齲蝕部位には、例えば、上述の波長が $405 \text{ nm}$ の励起光を使用でき、齲蝕部位からの蛍光により検出可能であり、軟化象牙質についても、該励起光の照射による蛍光で検出できる。歯石、歯垢、バイオフィルムについても、励起光を照射すると、歯石、歯垢からの

蛍光で検出が可能である。また、歯石や歯垢に関しては、付着状態が良く判るので、細部の形態がよくわかる赤外光を照射することにより、歯石や歯垢の存在を確認することができる。

歯石、歯垢、バイオフィルムの検出については、 $400 \pm 30 \text{ nm}$ 、好ましくは、 $405 \text{ nm}$  或いは  $375 \text{ nm}$  の光を照射すると、明確に区別でき、スケーラーなどのハンドピースに光照射手段の光として適用するのに最適である。このとき、 $450 \text{ nm}$  以上の長波長を通過させる光学フィルタを介して観察すれば、 $400 \pm 30 \text{ nm}$ 、好ましくは、 $405 \text{ nm}$  或いは  $375 \text{ nm}$  の照射された励起光がカットされ、より明瞭に観察することができる。なお、このカットオフ波長は、一例であり、発明は、これに限定されるものではない。

また、緑色系の光を照射すると、欠損、ひびなどが、より明瞭に観察できる。さらに、部位が異なると、光の反射の強度、吸収の度合いが異なるので、反射・吸収の差異が顕著な波長の光を照射して、その差異を確認することにより、異変部を確認することもできる。

なお、この異変部の確認の際に、前述では、治療作業者が、励起光による蛍光を検出できるフィルタ機能を備えたメガネ又はゴーグルを使用し、或いは、インスツルメントに配置された当該フィルタ機能を備えたプロテクト板などを介して目視するとしたが、この場合には、蛍光のみが検出され、治療作業者には、異変部の状況が浮き出て見え、周辺部分は暗く見える。そのため、異変部は明確になるものの、他の健全部の状況は、把握されず、しかも、当該異変部の正確な位置を認識できないことになる。

しかし、異変部に照射する励起光の波長が、可視光領域にある場合には、特に、蛍光を検出するフィルタ機能を有する器具を使用し

なくとも、治療作業者は、異変部について、その周辺の色と異なる色で観察することができ、さらに、励起光の色に従って異変部周辺の状況をも把握することができる。

また、励起光の透過を排除するフィルタ機能を備えたメガネ又はゴーグルを使用し、或いは、インスツルメントに配置された当該フィルタ機能を備えたプロテクト板などを介して目視すると、治療作業者は、異変部からの蛍光によって異変部の状況を認識でき、さらに、励起光のみを照射している場合には、励起光の照射に邪魔されずに、外部から口腔内に入る光によって、異変部の周辺の状況を把握することができる。或いは、励起光と照明用の白色光との両方を同時に照射している場合にも、異変部のみならず異変部の周辺組織の状況を正確に把握でき、しかも、異変部の周辺も明るくなり、その状況を認識し易くなる。その周辺組織の色合いも、忠実に表現される。

さらに、所定波長の光を放射する発光素子が一つだけ備えられていてもよいが、波長の異なる光を放射する複数の発光素子を備えておけば、切換スイッチの操作で発光素子の駆動を制御することにより、特定波長の励起光のみの選定照射、異なる波長の励起光への切換照射、或いは、照明光と励起光との切換照射などの照射パターンを実現することができる。照明光と励起光との切換照射の場合には、照明光と励起光との時分割の点灯制御によって、口腔内の照明と、異変部の抽出とを同時に行うことができる。

次に、本発明による口腔内を治療する歯科診療装置の第1の実施形態について、上述したように、口腔内の異変部を特徴的に抽出できる光を照射できる光照射手段を備えたハンドピースの適用例を、実施例1乃至7に分けて説明する。

なお、本発明においては、光照射手段は、少なくとも励起光を放



出する光源を含んだ、光を照射する手段であり、光源のみからなる場合も、光源と該光源からの前記励起光を前記異変部に向けて照射する照射部とからなる場合もありうる。

照射部としては、例えば光源からの光を導光し、前記異変部に向けて照射する光ガイド部材の出射面や、光ファイバの先端部（光ガイド部材や光ファイバから導光される透光部材が設けられて該透光部材から異変部に照射する場合は該透光部材）や、光源からの光から所定波長の光を取り出して前記異変部に向けて照射する光学フィルタ等がある。

また、光源は、例えば発光素子であり、単数の発光素子からなる場合も、複数からなる場合も含まれる。

#### 実施例 1

実施例 1 では、本実施形態による光照射手段をエアタービンハンドピースに適用した場合であり、図 1 A 及び 1 B に、そのエアタービンハンドピースのヘッド部に、光照射手段を設けた概略構成が示されている。

図 1 A 及び 1 B において、1 は、ハンドピース本体、2 は、ハンドピースヘッド部、3 は、バーなどの工具類である治療具（診療具の一例）を示している。図 1 A 及び 1 B では、ハンドピースの先端側の一部が図示されており、説明を簡単化するため、他の部分の図示を省略しているが、実際には、ハンドピースは、ヘッド部 2 と反対側においてハンドピース 1 と着脱自在に装着できるジョイント部を備えており、そのジョイント部が、チューブを介してエアなどの供給装置に接続されている。

図 1 A では、光照射手段として、LED 又は半導体レーザによる発光素子 L が、治療具 3 が装着されるハンドピースヘッド部 2 の近傍部分の 1 箇所に、発光素子 L を露出した状態で配置してある。そ

の発光素子 L の取り付け姿勢を、治療具 3 の軸方向に比して若干傾斜させてあり、治療具 3 の装着時において、その光の照射方向が、図中に破線で示すように、治療具 3 の軸方向前方を照射するように、選定されている。なお、発光素子 L は、透光性保護カバーなどで覆うこともできる。また、発光素子 L の使用数は、光出力が十分であれば、1 個でもよいが、出力が不足する場合は必要な出力が得られるように、複数個の発光素子 L が用いてもよい。また、複数個の発光素子 L を用いる場合は、波長が異なる発光素子を組み合わせてもよい。1 つの発光素子で波長の異なる光を発光できる発光素子を使用してもよい。

一方、図 1 B では、光照射手段として、複数の発光素子 L を設けた例が示されており、発光素子 L が、治療具 3 の軸を囲み、各発光素子 L の照射方向が該軸とほぼ平行するようにして、ハンドピースヘッド部 2 の先端部周縁に配置されている。図 1 A の場合には、発光素子 L の取り付け角度によっては、治療具 3 による影が発生することもあるが、図 1 B の場合には、発光素子 L の複数が治療具 3 を囲んで配置されているため、図中に破線で示されるように、それらによる照射光は、各発光素子 L から直接出射され、治療具 3 の前方を照射し、治療具 3 による影は、発生しない。

次に、ハンドピースにおける光照射手段として、図 1 A に示された 1 箇所に集中して発光素子 L を設けた場合の具体例 1 について、図 2 に示した。図 2 でも、ハンドピースヘッド部 2 を中心にして図示されている。

図 2 に示されるように、ハンドピース本体 1 とハンドピースヘッド部 2 との接合部付近であって、治療具が装着される側に、開口した凹部 4 が設けられる。この凹部 4 の大きさは、発光素子 L が収まるように選定され、その凹部 4 の内壁面には、メッキなどによる反

射材 5 が被着されている。なお、凹部 4 の開口に、透明な保護部材が設けられてもよい。

凹部 4 の内部に取り付けられた発光素子 L の端子からは、図示されていないが、点灯させる給電のための配線がハンドピース本体 1 の内部に延びている。この配線は、ハンドピースのジョイント部に接続されたチューブを介して供給装置まで延び、例えば、ハンドピース本体 1 に設けられたスイッチの操作で、発光素子 L の点灯又は消灯が制御される。或いは、別途に設けられたスイッチ操作によるものでもよい。

凹部 4 内に取り付けられる発光素子 L は、前述したように、 $405 \pm 50 \text{ nm}$  の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$  の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$  の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域の光のいずれか一つを発光する LED 又は半導体レーザが選択される。この発光素子 L が 1 個だけ取り付けられてもよいが、出力が不足する場合には、図 2 に示される発光素子の正面図のように、1 個の大きい発光素子とすることもできる。また、図 2 に示される発光素子の他の例による正面図のように、同一波長又は異なる波長の光を発光する複数の発光素子を取り付けることもできる。

凹部 4 内に、発光素子 L を複数個取り付ける場合には、夫々が異なる波長の光を発光する発光素子を取り付けることもできる。この場合には、配線中に設けられるスイッチの切り換えによって、異なる異変部の治療に対して便利なものとなる。また、複数個の発光素子のうち、いくつかを単なる照明用とすることもできる。この場合には、照明用の発光素子 L を点灯し、口腔内を観察し、異変部らしき部位を発見した時、励起光の照射に直ぐに切り換えられ、便利なものとなる。

図 2 に示した具体例 1 では、発光素子 L として、LED 又は半導

体レーザの発光素子を用いたが、図 3 には、発光素子 L として、ハロゲンランプ等のランプ光源を使用した第 2 の具体例を示した。図 3 に示されたハンドピースは、図 2 に示されたものの構成と同様であるが、凹部 4 に取り付けられる発光素子 L が、例えば、ハロゲンランプであることが特徴である。

ハロゲンランプの接続端子 6 は、ハンドピース 1 側に設けられた接続端子（番号なし）に取り付けられ、固定される。そして、ハンドピース 1 の凹部 4 の開口に、ハロゲンランプから放出される光から、所定の励起光を選択する開口 4 に着脱可能とした光フィルタ F が備えられる。光フィルタ F を周波数選択種類の異なる光フィルタ F に着脱交換可能とすれば、別の波長の励起光を照射することができる。この光フィルタ F の変わりに、単なる透明なガラス等の保護部材に交換すれば、一般に使用される照明装置とすることができる。

以上で説明した第 1 及び第 2 の具体例では、光照明手段としての発光素子 L が、固定的に取り付けられた状態のものであったが、光照明手段を必要としない場合、或いは、発光素子 L からの励起光の種類を変更したい場合、更には、単なる照明装置を取り付けたい場合がある。これらの場合に対処できるように、光照明手段をハンドピースヘッド部において、着脱自在にできる具体例 3 を、図 4 A 及び 4 B に示した。

具体例 3 によるハンドピースの構成は、具体例 1 及び 2 の場合と同様であるが、具体例 3 では、発光素子 L が取り付けられる凹部 4 を含むハンドピースヘッド部 2 の先端部分が、ヘッド部と別体に形成されたヘッド別体部材 9 で構成されている。このヘッド別体部材 9 には、ヘッド部 2 に形成された係合部に係合する係合部材 11 が該部材と一体的に形成されており、さらに、該部材 9 をハンドピー

ス本体 1 に固定するネジ孔 10 を有している。

図 4 A には、ヘッド別体部材 9 が、ハンドピースヘッド部 2 に固定された状態が、そして、図 4 B には、ヘッド別体部材 9 が、ハンドピースヘッド部 2 から外された状態が示されている。発光素子 L は、ヘッド別体部材 9 に形成された凹部 4 内に取り付けられており、ヘッド別体部材 9 がヘッド部 2 に固定されたとき、発光素子 L に給電するための接続端子 12 が設けられている。

ここで、光照明手段を必要としない場合には、発光素子 L を取り付けていないヘッド別体部材とするか、或いは、凹部 4 自体を設けていないヘッド別体部材とする。また、発光素子 L からの励起光の種類を変更したい場合には、種類の異なる励起光を発光する発光素子を取り付けたヘッド別体部材を用意しておき、これを交換するようにする。更に、単なる照明装置を取り付けたい場合には、白色光を発光する発光素子を取り付けたヘッド別体部材を用意し、これを交換すればよい。また、異なる波長の励起光を発光する LED などの発光素子と、白色光を発光する LED などの発光素子を備えたヘッド別体部材を用意しておけばスイッチの切換により発光素子の選択が行える。

以上の図 2 乃至図 4 に示した具体例 1 乃至 3 は、図 1 A に示したように、発光素子 L が、治療具 3 が装着されるハンドピースヘッド部 2 の近傍部分の 1 箇所に設けられる場合であったが、以下に、図 1 B に示されるように、複数の発光素子 L が、治療具 3 の軸を囲み、各発光素子 L の照射方向が該軸とほぼ平行となる場合について、図 5 乃至図 7 を参照して、その具体例を説明する。

図 5 に、具体例 4 が示されているが、図 5 におけるハンドピースに係る図示の仕方は、図 2 と同様である。具体例 3 では、図 5 に示されるように、複数の発光素子 L が、ハンドピースヘッド部 2 の先



端部周縁に設けられた、治療具 3 を囲むように設けられた溝 8 内に取り付けられている。治療具 3 の先端方向から見たハンドピースヘッド部 2 の先端部の様子が、図 5 に示されている。溝 8 の代りに、複数の凹部を設けてもよい。

具体例 4 の場合でも、開口した溝 8 の深さ及び幅は、発光素子 L が収納されるように選定され、その溝 8 の内壁面には、メッキなどによる反射材 5 が被着されている。なお、溝 8 の開口に、透明な保護部材が設けられてもよい。

溝 8 の内部に取り付けられた発光素子 L の端子からは、図示されていないが、点灯させる給電のための配線がハンドピース本体 1 の内部に延びている。この配線は、ハンドピースのジョイント部に接続されたチューブを介して供給装置まで延び、例えば、ハンドピース本体 1 に設けられたスイッチの操作で、発光素子 L の点灯又は消灯が制御される。或いは、別途に設けられたスイッチ操作によるものでもよい。

溝 8 内に取り付けられる発光素子 L は、前述したように、 $405 \pm 50 \text{ nm}$  の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$  の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$  の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域の光のいずれか一つを発光する LED 又は半導体レーザが選択される。複数の発光素子 L 全てが、同一光を発光するように取り付けられることもできるが、複数の発光素子 L のうち、異なる波長の光を発光するように取り付けられることもできる。この場合には、配線中に設けられるスイッチの切り換えによって、異なる異変部の治療に対して便利なものとなる。また、複数の発光素子のうち、いくつかを単なる照明用とすることもできる。この場合には、照明用の発光素子 L を点灯し、口腔内を観察し、異変部らしき部位を発見した時、励起光の照射に直ぐに切り換えられ、便利なものとなる。各発光素子の

点灯の切換は、時分割で自動的に切り換えてもよいし、切換スイッチなどにより手動で行ってもよい。

図 5 に示した具体例 4 では、光照射手段としての発光素子 L が、診療具の装着部近傍に固定的に取り付けられた状態のものであるが、光照射手段を必要としない場合、あるいは、発光素子 L からの励起光の種類を変えたい場合、更には、単なる照明装置を取り付けたい場合、光照射手段をハンドピースヘッド部に着脱交換できる具体例 5 を図 6 A 及び 6 B、図 7 に示した。

具体例 5 によるハンドピースの構成は、光照射手段をハンドピースヘッド部 2 に着脱交換自在にする為、発光素子を取り付けられているヘッド別体部材 4 3 をヘッド部 2 に対して螺合により着脱出来る構成としている。ハンドピースヘッド部 2 の先端部の形状に合わせて円環状の配線基板 4 9 に、例えば、図 7 に示されるように、複数の発光素子 L を配置してある。この配線基板 4 9 が、ハンドピースヘッド部 2 の先端部にヘッド別体部材 4 3 を用いて取り付けられ、各発光素子 L が給電のための配線（不図示）に接続される。

図 7 は、具体例 5 における図 6 A と同様の構成の一部破断斜視図を示している。ヘッド別体部材 4 3 は中央に治療具 3 を受け入れるための中空部分のある円環状の部材であり、ハンドピースヘッド部 2 の底部とほぼ同じ外径を有する。ヘッド別体部材 4 3 の、ハンドピースヘッド部 2 に装着時に対面する面 4 9 c には、円環状の溝 4 9 a が、ヘッド別体部材 4 3 の円環状の形に沿って設けられ、この円環状の溝 4 9 a に配線基板 4 9 が嵌合されるようになっている。円環状の溝 4 9 a の底部には、配線基板 4 9 に取り付けられる発光素子 L の配置に対応する位置に、貫通孔 4 9 b が設けられている。貫通孔 4 9 b は、円環状の溝 4 9 a の底部から、ヘッド別体部材 4 3 の円環状の溝 4 9 a の開放側と反対側の面 4 9 d まで貫通してい

る。

ヘッド別体部材 4 3 には円環状の溝 4 9 a が設けられるので、円環状の溝 4 9 a の内側に、ヘッド別体部材 4 3 の一部がヘッド別体内壁部材 4 6 a として形成され、円環状の溝 4 9 a の外側に、ヘッド別体部材 4 3 の一部がヘッド別体外壁部材 4 6 b として形成される。ヘッド別体内壁部材 4 6 a の外周には、図 6 A、図 6 B に示すハンドピースヘッド部 2 の底部から突出するヘッド側係合部 4 4 に着脱自在に螺合するための螺合部 4 7 が設けられている。ヘッド別体部材 4 3 には、ハンドピースヘッド部 2 への装着時には、円環状の溝 4 9 a に配線基板 4 9 を発光素子 L を底部側に向けて嵌合し、ヘッド側係合部 4 4 に螺合部 4 7 を螺合する。

配線基板 4 9 には、ヘッド別体部材 4 3 のハンドピースヘッド部 2 への装着時に、図 6 B のヘッド側係合部 4 4 の外周に設けられた 2 本の帯状導電部材からなるリング状接続端子 4 5 に接するように、接点 5 0 を有する接点部材 5 1 が設けられている。接点 5 0 は、ヘッド別体部材 4 3 のハンドピースヘッド部 2 への装着時に、リング状接続端子 4 5 のいずれかの箇所で接し、給電されるように位置決めされている。接点部材 5 1 は、配線基板 4 9 に設けてもよいが、ヘッド別体部材 4 3 に設けて、配線基板 4 9 と接続して給電されるようにしてもよい。

ここで、複数の発光素子 L が治療具 3 の軸を囲むように環状に配置され、図 6 B で示すように、各発光素子 L の光放出方向が、治療具 3 を取り付けたときに、治療具 3 の先端の方向に向くように、発光素子 L を若干内側に傾斜させて取り付けられている。ここに取り付けられる発光素子 L としては、図 5 に示した具体例 4 の場合と同様である。

このような具体例 5 の構成にすれば、光照射手段がハンドピースヘ

ッド 2 の一部を形成するようにできるので、光照射手段としてのスペースを小さくできると共に、LED 又は半導体レーザによる素子を用いていることから光源の冷却機構が不要となり、ハンドピースなどの器具を大型化しないで照明機能を付加することができ、小型軽量で使いやすい歯科用ハンドピースが得られるのである。

以上に説明された具体例 4 は、発光素子 L は、ハンドピースヘッド部に固定的に取り付けられている場合であったが、図 7 に示された具体例 5 は、発光素子を含む光照射手段が、ハンドピースヘッド部と着脱自在に構成された場合の一例である。

次に、図 8 A 及び 8 B に、複数の発光素子 L を該先端部周縁に直接露出させて取り付ける具体例 6 を示した。具体例 6 は、具体例 4 における発光素子の取り付け方を変更したものであり、スケーラーのハンドピースヘッド部 2 に係る先端部の形状に合わせて円環状の配線基板 13 に、例えば、図 8 A に示されるように、8 個の発光素子 L を配置してある。この配線基板 13 が、ハンドピースヘッド部 2 の先端部に取り付けられ、各発光素子 L が給電のための配線に接続される。

ここで、8 個の発光素子 L が治療具 3 の軸を囲むように環状に配置され、図 8 B の断面図で示すように、各発光素子 L の光放出方向が、治療具 3 の先端の方向に向くように、発光素子 L を若干内側に傾斜させて取り付けである。ここに取り付けられる発光素子 L としては、図 5 に示した具体例 4 の場合と同様である。

この様な具体例 6 の構成にすれば、光照射手段としてのスペースを小さくできると共に、LED 又は半導体レーザによる素子を用いていることから光源の冷却機構が不要となり、ハンドピースなどの器具を大型化しないで照明機能を付加することができ、小型軽量で使いやすい歯科用ハンドピースが得られるのである。

以上に説明された具体例 4 及び 6 は、発光素子 L は、ハンドピースヘッド部に固定的に取り付けられている場合であったが、図 7 には、具体例 5 として、発光素子を含む光照射手段が、着脱自在に構成された場合が示された。図 7 に示された具体例 5 は、具体例 4 における構成に基づいて着脱自在にした一例である。

図 9 A 及び 9 B は、具体例 7 を示し、この具体例は、具体例 6 における図 8 A と同様の構成を図示しているが、具体例 6 における構成に基づいて、着脱自在にした点が異なる。図 9 B に示されるように、スケーラーのハンドピースヘッド部 2 の先端部をヘッド別体部材 1 4 で形成し、このヘッド別体部材 1 4 の先端に、複数の発光素子 L を配置した配線基板 1 3 を取り付ける。そして、ヘッド別体部材 1 4 において、配線基板 1 3 の取り付けと反対側の周縁部には、各発光素子 L に給電するための接続端子 1 2 が立設されている。

その接続端子 1 2 は、図 9 B では、2 本が示されているが、配置された発光素子 L の種類に応じた複数組分の本数であり、ハンドピースヘッド部 2 に配設されたソケット部に差し込まれるようになっている。このソケット部に接続端子 1 2 が差し込まれることによって、ヘッド別体部材 1 4 が装着され、固定される。ヘッド別体部材 1 4 に設けられる発光素子 L の種類選定の仕方は、図 4 A 及び 4 B に示された具体例 3 の場合と同様である。なお、光照明手段を必要としない場合には、接続端子 1 2 を設けたままで、発光素子 L のみを取り除けばよい。

以上に説明した具体例 1 乃至 7 では、光照射手段としての発光素子 L から放出される光が、直接に、治療具 3 の前方を照射する場合であった。これらの具体例に対して、図 10 乃至図 13 を参照して、以下に説明される具体例では、ハンドピース本体の内部に光照射手段としての光源を配置し、この光源から放出される光を、光ファ



イバ束などの光ガイド部材によって、ハンドピースヘッド部の出射面まで導光するものである。

図10に示された具体例8では、エアタービンハンドピースのハンドピース本体1は、ワンタッチジョイント部15、即ち、自在継手により着脱される基部16の先端中央に発光素子Lが備えられる。発光素子Lの前方には、ハンドピース本体1内に配設された光ガイド部材Gの入射面G1が近接配置されている。光ガイド部材Gが、入射面G1に入射した発光素子Lからの光を、ハンドピースヘッド部2まで伝達する。そして、光ガイド部材Gの出射面G2が、図1Aに示され場合と同様に、ハンドピースヘッド部2の近傍に位置され、出射面G2から放射される光が、治療具3の前方に向けて照射される。この出射面G2において、前方に向けて照射される光の拡がり进行调整するために、拡散部を備えておくもよい。この拡散部は、レンズ系であっても、光ファイバ束の先端形状によってもよい。粗面にした透光部材で覆うこともできる。

図10の具体例8に示された基部12における発光素子Lの取り付けの詳細について、図11に示した。図11では、基部16の要部断面図が示される。基部16の先端には、取り外し可能なキャップ110が設けられ、その内側に発光素子Lを装着する。発光素子Lは、図10に示した反射材5に相当する反射面107を備えている。発光素子Lは、キャップ110内部で、スプリング109により保持され、発光素子Lの端子112が電気端子106に接続されるようになっている。電気端子106は、電線105を介して供給装置にある外部電源に接続され、発光素子Lに電源を供給する。

基部16には、給気及び冷却用の空気が流れるエア管路103と、水が流れる水管路101とが形成され、図示されていないハンドピース本体に、開口部102、104から空気及び水を供給する。

キャップ 110 には、エア穴 108 が設けられ、エア管路 103 から発光素子 L の周囲を流れた空気が通り、この空気によって、発光素子 L が冷却される。発光素子 L からの光は、キャップ 110 の先端の貫通穴 111 を通って、図示されていないハンドピース本体のライトガイドの入射面に入射する。

ここで、基部 16 の先端に備えられる発光素子 L が LED 又は半導体レーザによるものである場合には、その発光素子の選定の仕方は、図 2 に示された具体例 1 の場合と同様であるので、その説明を省略する。また、発光素子 L として、ハロゲンランプなどのランプ光源を使用する場合には、光照射手段としての構成は、LED 等の素子を用いた場合と変わりが無いが、所定の波長を有する励起光とするために、キャップ 110 の先端の貫通孔 11 に光学フィルタを設けることになる。単に照明光とする場合には、その光学フィルタは、不要である。

次に、図 10 に示された具体例 8 の応用例として、図 12 に、ハンドピース本体内に撮像手段を組み込んだ具体例 9 を示した。具体例 9 における光照射手段の構成は、基本的に具体例 8 と同じものであるが、さらに、ハンドピース本体内の空きスペースに、治療具の前方を撮影できる撮像手段が追加されている。

エアタービンハンドピースのハンドピース本体 1 に、図 12 に示されるように、CCD 等の撮像素子 17 が配置されている。光照射手段に係る光ガイド部材 G に対して並行配設された別のイメージガイド部材 PG が設けられ、イメージガイド部材 PG の入射面 PG1 は、光照射手段の放射面 G2 の近傍に位置され、治療具 3 の前方からの蛍光或いは反射光を受光する。イメージガイド部材 PG の出射面 PG2 は、撮像素子 17 に対向しており、光学フィルタ F を介して、受光した蛍光が撮像素子 17 に入光され、治療具 3 の前方にお

ける蛍光が撮像される。この蛍光による画像を、ハンドピースと離れた位置にあるモニタに映し出し、治療具 3 の前方における口腔内の異変部の様子を観察できる。なお、反射光を観察する場合は、光学フィルタ F は、不要である。

図 1 2 に示した具体例 9 では、光学素子 L から放出された光が、ハンドピースヘッド部 2 の近傍において、2 つの出射面 G 2 から治療具 3 の前方を照射するようになっており、その前方からの反射光を受光する入射面 P G 1 は、その出射面 G 2 間に配置されている。この入射面 P G 1 の配置の仕方は、図 1 2 は単なる例示であって、これに限定されるものではない。

また、撮像素子 1 7 の配置位置は、第 9 の具体例に示される場合に限られず、イメージガイド部材 P G を使用せずに、例えば、ハンドピースヘッド部 2 に近い位置で、治療具 3 の前方に向けやすい箇所、直接、撮像素子 1 7 を配置することもできる。このときにも、光学フィルタ F が必要である。

具体例 9 のように構成することにより、励起光を照射しながら、その励起光による反射光を撮像素子 1 7 で撮像し、モニタで異変部の様子を観察できるので、齲蝕部などの状態を観察しながら、当該異変部を診断又は治療することが可能となる。

## 実施例 2

これまでに説明した実施例 1 では、主として、本実施形態による光照射手段を、エアタービンハンドピースに適用した場合について（図 8、9 については、スケーラーに適用した例を示す）、具体例 1 乃至 9 が示されたが、次に、実施例 2 では、本実施形態による光照射手段を、マイクロモータハンドピースに適用した場合が説明される。

マイクロモータハンドピースには、2 タイプがあり、一つは、マ

マイクロモータの握り部の軸に対して、治療具（診療具）３の回転軸方向がほぼ直交しているコントラアングルハンドピースの場合と、他の一つは、マイクロモータの握り部の軸と、治療具（診療具）３の回転軸方向が一致しているストレートハンドピースの場合とがある。前者の場合が、図１３に、具体例１０として示され、後者の場合が、図１４に具体例１１として示されている。

図１３に示された具体例１０のタイプによるマイクロモータハンドピースに光照射手段を設けると、先に述べた実施例１に係る具体例１乃至５における発光素子の取り付け方をそのまま採用して、光照射手段として発光素子をハンドピース先端部の治療具３の装着部近傍に直接配置することができる。また、図１４に示された具体例１１にあつては、先に述べた実施例１に係る具体例６及び７における発光素子の取り付け方をそのまま適用することができる。

ただ、マイクロモータハンドピースの場合には、ハンドピース本体１内の基部１６の中心軸にマイクロモータの握り部の軸が通っている。そのため、先に述べた実施例１に係る図１０、１２で示す具体例８又は９で示されたように、基部１６の先端に発光素子Ｌを配置させることができず、マイクロモータハンドピースの場合には、具体例８又は９のようには、光ガイド部材Ｇを配設できない。

そこで、図１３及び１４に示されるように、発光素子Ｌを、基部１６の部分を外した位置で、ジョイント部１５に設けるようにする。そして、光ガイド部材Ｇの入射面Ｇ１を発光素子Ｌに対向させ、光ガイド部材Ｇを回転軸に沿って配設した構成で、光ガイド部材Ｇの他端である出射面Ｇ２をハンドピースの先端に臨ませる。

具体例１０にあつては、具体例８の場合と同様に、その出射面Ｇ２は、ハンドピースヘッド部２の近傍に配置される。また、具体例１２にあつては、ハンドピースヘッド部が無いので、出射面Ｇ２は

、ハンドピース本体 1 の先端において、治療具 3 とほぼ並行して照射できるように、配置される。

なお、図 1 4 に示された具体例 1 1 の場合には、出射面 G 2 は、ハンドピース本体 1 の先端において、1 箇所にて配置されているが、光ガイド部材 D が光ファイバ束で形成されているようなときには、出射面 G 2 を、治療具 3 を取り囲むように、ハンドピース本体 1 の先端面における周縁に分散させることもできる。このような出射面 G 2 を分散形状とすることにより、スポット的照射を、広範囲な照射に変更できる。

ここで、具体例 1 0 及び 1 1 における発光素子の取り付けを説明するため、図 1 5 に、基部 1 6 を含むジョイント部 1 5 の要部断面図を示した。基部 1 6 の先端は、中央部が突出している。その周囲の一部に、発光素子 L が装着される。発光素子 L の端子 2 0 4 が電気端子 2 0 3 に接続され、電源が供給される。基部 1 6 には、給気及び冷却用の空気が流れるエア管路 2 0 2、2 0 9 と、水が流れる水管路 2 0 1、2 0 7 とが形成され、図示されていないハンドピース本体には、開口部 2 0 8、2 1 0 から空気及び水を供給される。エア管路 2 0 9 には、エア穴 2 0 6 が設けられ、エア管路 2 0 9 から供給された空気が発光素子 L の周囲を流れ、発光素子 L を冷却するようになっている。発光素子 L は、反射材 2 0 5 を備えている。発光素子 L は、光ガイド部材 G の入射面 G 2 に対向して面しており、発光素子 L からの光は、図示されていないハンドピース本体の先端に伝達される。

以上に説明した実施例 2 に係る具体例 1 0 及び 1 1 では、光源となる発光素子 L として、LED や半導体レーザなどを用いた場合を例にしたが、図 1 6 A 及び 1 6 B に、発光素子 L として、ランプ光源を採用した場合である具体例 1 2 を示した。ランプ光源には、ハ



ロゲンランプ、キセノンランプ、ナトリウムランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ、ブラックライトランプなどから選択することができ、照明光を照射する場合には、ランプ光源から光ガイド部材でそのまま導光し、特定の波長を有する光を照射する場合には、光フィルタを通して光ガイド部材で導光する。

図 1 6 A では、光照射手段以外の内部機構を省略した。具体例 1 0 に示されるようなマイクロモータハンドピースに、ランプ光源による光照射手段を組み込んだ場合を示し、ハンドピース本体 1 の一部を切り欠いて図示されている。ランプ光源 L は、ハンドピース本体 1 内に設けられ、ランプ光源 L から放出される光は、ハンドピースヘッド 2 の近傍まで、光ガイド部材 G 1 及び G 2 で導光され、治療具 3 の先端方向に照射される。

光ガイド部材 G 1 及び G 2 の途中には、光ガイド部材 G 1 中を導光される光を遮る光シャッタ部材 S H 1 が、光ガイド部材 G 2 中を導光される光を遮る光シャッタ部材 S H 2 が、導光方向に対して直角方向に可動に備えられている。光ガイド部材の光入射面は、ランプ光源 L に対向しているが、光ガイド部材 G 1 と G 2 のどちらか一方に、或いは、両方に所定の波長を透過する光フィルタが配置されている。図 1 6 A の場合には、光フィルタ F が光ガイド部材 G 2 側に配置されている。光フィルタ F を両方の光ガイド部材に配置する場合には、選択する波長を異ならせることができる。

光シャッタ部材 S H 1 と S H 2 を移動させて、光ガイド部材 G 1 から白色光の照明光のみを照射し、光ガイド部材 G 2 から励起光のみを照射することができ、或いは、照明光と励起光の両方を照射することができる。光シャッタ部材 S H 1 と S H 2 とは、独立して移動できるようにしても、一体的に移動するようにしてもよい。

図 1 6 B には、図 1 6 A に示された具体例 1 2 の変形例が示され

ており、2個のランプ光源L1、L2を使用し、照明光と励起光の各々の光量を調節できるように構成されている。この変形例では、各々の光量を独立に調節するために、ランプ光源が2個必要となる。図16Bの変形例では、ランプ光源L1から照明光が光ガイド部材G1に入射され、ランプ光源L2から励起光が光ガイド部材G2に入射されるようになっている。ランプ光源L1とL2との間には、遮蔽板52が配置されており、両光源からの光が干渉しないようになっている。

電源Vから、ランプ光源L1とL2の点灯用電力が供給され、ランプ光源L1のオン・オフは、スイッチSW1で行われ、ランプ光源L2のオン・オフは、スイッチSW2で行われる。スイッチSW1と接地との間には、可変抵抗器R1が接続され、また、スイッチSW2と接地との間には、可変抵抗器R2が接続され、これらの可変抵抗器R1、R2を調節することにより、ランプ光源L1、L2の放出光量が独立に調節される。光照射手段の光源がランプ光源である場合であって、ハンドピース本体内にランプ光源が設けられている前述の他の具体例に対しても、この光量の調節の仕方を適用できる。

### 実施例3

次に、本実施形態による光照射手段を、実施例3として、スケーラーハンドピースに適用した場合について、図17乃至図21を参照して説明する。図17A及び17Bには、本実施形態による光照射手段をスケーラーハンドピースに適用する概要が示されており、特に、図17A及び17Bでは、ハンドピース本体1の先端部を中心に示している。

図17Aでは、前端部18の治療具（診療具）3が装着される部分に近い1箇所に、発光素子Lを露出した状態で配置してある。そ

の取り付け姿勢を若干傾斜させ、装着時の光軸が破線で示されるように、治療具 3、即ち、スケーラーの形状に応じて、その先端の方向に向くように選定される。なお、発光素子 L を、透光性保護カバーなどで覆うこともできる。

ここで取り付けられる発光素子 L については、先に述べた実施例 1 に係る具体例 1 及び 2 における場合と同様な取り付け方、及び、使用数などの選定の仕方をそのまま適用することができる。しかし、スケーラーの治療具は、通常、装着時には、回転螺合されるので、装着されたとき、その向きは、一定でない。

そのため、図 17A に示されるように、発光素子 L が固定的に 1 箇所に集められていると、スケーラー装着時に、スケーラーの先端が、図示と異なる方向に向いてしまう場合あり、このときには、発光素子 L からの放射光は、その先端から外れた部位を照射することになる。このような状態では、治療中における歯石などの観察に支障を来す。

そこで、図 17B に示されるように、ハンドピース本体 1 の前端部 18 の周縁に、複数の発光素子 L を配置することができる。このような配置とすることにより、発光素子 L の出力が不足する場合には、必要数として出力が得られるようになり、また、複数種の光を放出するようにもできて、好都合である。図 17B では、ハンドピース本体 1 の前端部 18 に、後で詳述される導光アダプタ 19 を取り付けてあり、その先端の出射部 20 から光が出射される。導光アダプタ 19 は、例えば、透光性の耐熱性合成樹脂の成形品であるが、場合によっては、光ファイバ束を用いることもできる。

図 18A 及び 18B に、図 17B に示された場合に関する具体例 13 を示した。具体例 13 では、先に述べた実施例 1 に係る、図 5 に示された具体例 4 における発光素子の取り付け方、及び、使用数

、種類などの選定の仕方をそのまま適用されており、ハンドピース本体 1 の前端部 18 の先端で治療具 3 の装着部近傍に設けられた溝 21 に、複数の発光素子 L が取り付けられ、その溝 21 の内面には、反射材 5 が被着されている。

また、図 18A 及び 18B に示された具体例 13 では、複数の発光素子 L が、前端部 18 に設けられた溝 21、或いは、複数の凹部に取り付けられる場合であったが、実施例 1 に係る具体例 6 のように、この取り付け方の代りに、環状の配線基板上に複数の発光素子を配置する取り付け方を採用できる。

次に、図 19 は、具体例 14 を説明するものであり、図 19 に示された導光アダプタ 19 を用いて、光照射手段を着脱自在に取り付けることができるようにした。ここでは、発光素子 L を、ハンドピース本体 1 の前端部 18 に直接取り付けないで、先に示した実施例 1 に係る具体例 6 における着脱自在の構成を採用し、前端部 18 の先端に係合する円環状のヘッド別体部材 24 を有するユニットを用意する。

ヘッド別体部材 24 には、複数の発光素子 L がその接続端子 23 と共にモールドされている。そして、これらの発光素子 L を覆うような形で、導光アダプタ 19 が固着されている。この導光アダプタ 19 は、全体として円筒形状に形成され、この中空部に、スケーラーの脚部が挿通される。発光素子 L から放射された光は、導光アダプタ 19 の中を伝達され、先端部 20 に導光される。

この様に形成されたユニットは、前端部 18 に係合されてハンドピース本体 1 に装着されるが、このとき、接続端子 23 が、前端部 18 に備えられたソケットに挿入され、発光素子 L への給電が可能となる。このユニットは、導光アダプタ 19 によって、発光素子 L が密封され、外気が遮断され、さらに水蒸気や熱気の侵入を防止す

ることができ、発光素子Lの保護は十分に行われることになり、例えば、ユニットをハンドピース本体に装着したままで、オートクレーブ処理を実施できるようになる。

なお、図19に示された具体例14における導光アダプタは、細長い突き出た形状となっているが、必要に応じて、この長さを選択することができ、更には、導光アダプタをレンズ状にすることもできる。また、この導光アダプタは、実施例1に係る具体例6の場合にも適用可能である。

次に、光照射手段として、発光素子Lをハンドピース本体に着脱自在に装着できる具体例15を、図20A及び20Bに示した。上述した具体例14では、ユニットの装着時の保持は、主として、接続端子とソケットの結合によって行われているが、この具体例15では、先端に鉤部を有する係合部材を備えることとした。

図20Aの場合では、発光素子Lのモジュール自体に、先端に鉤部を有する係合部材25を2本備え、接続端子23を立設させている。この係合部材付き発光素子モジュールを必要箇所に装着できるようにした。また、図20Bの場合では、発光素子Lをユニットにしてヘッド別体部材24を形成し、このヘッド別体部材24に、先端に鉤部を有する係合部材25を備えておき、ハンドピース本体の前端部18に装着するようにしている。

これまで説明してきた実施例3に係る具体例13乃至15では、主として、スケーラーハンドピースの前端部に、複数の発光素子が直接取り付けられ、各発光素子からの光がスケーラーの先端方向を照射するものであったが、図21に、ハンドピース本体内に発光素子を内蔵し、ハンドピース前端部に発光素子から放出した光を導光する具体例16を示した。

この具体例16は、先に述べた実施例2に係る具体例11におけ



る光照射手段をそのまま適用することができる。発光素子Lは、具体例11の場合と同様に、スケーラーハンドピースの基部27の側部に配置され、光ガイド部材Gの入射面G1が、発光素子Lに対向して配置されている。発光素子Lから放出された光は、入射面G1から入射され、光ガイド部材Gの出射面G2に導光され、出射面G2から、スケーラー3の前方を照射される。出射面G2は、治療具3の装着部近傍に設けられている。

ただ、具体例16として、前出の具体例11における光照射手段をそのまま適用した場合には、図17Aで説明した1箇所からの光照射する場合に相当する。そこで、図21に示した具体例16では、図17Bで説明したように、スケーラー3がどの向きで装着されても、スケーラーの先端方向を照射できるように、前端部18において、光ガイド部材G自体を円筒状に配設して、その出射面G2が、前端部18の先端において円環状になるようにした。このような構成の光照射手段とすることにより、スケーラーがどのような向きに装着されても、スケーラーの前方で影を作ることなく、広範囲に光を照射させることができる。

#### 実施例4

実施例4では、本実施形態による光照射手段を、スリーウェイシリンジに適用した例が示される。図22に示された具体例17において、スリーウェイシリンジは、シリンジ本体28内に、発光素子Lを備え、発光素子Lから放出された光は、霧状の水を噴射する先端部（診療具）30まで、光ガイド部材Gで伝達され、その噴射方向に照射されるようになっている。光ガイド部材Gの出射面G2は、図22に示された先端部の正面図のように、中央に設けられたエア及び水の噴射口の周囲に、環状に設けられている。発光素子Lには、反射材5が設けられている。

この具体例 17 における光照射手段の発光素子 L の取り付け方、及び、種類の選択の仕方は、先に述べた実施例 1 に係る具体例 8 の場合と同様であるので、ここでは、その説明を省略する。

次に、図 23 に、具体例 17 において採用した光ガイド部材をなくしたスリーウェイシリンジの具体例 18 が示されている。先端部 30 に設けられた溝 21 内に、複数の発光素子 L が配置されている。図 23 に示されたスリーウェイシリンジにおける発光素子の取り付け方は、図 18B に示された先に述べた実施例 3 に係る具体例 13 の場合と同様である。なお、溝 21 の内壁面には、反射材 5 が被着されている。さらに、溝 21 の開口部を覆う透明な保護部材が設けられてもよい。

また、先端部 30 に設けられた溝内に複数の発光素子を取り付ける代わりに、実施例 1 に係る具体例 6 及び 7 のように、円環状の配線基板に複数の発光素子を取り付けるようにしてもよい。

#### 実施例 5

実施例 5 では、本実施形態による光照射手段を、ライトプローブに適用した場合であり、図 24 には、ライトプローブ本体 31 の出光端である先端部 32 に、発光素子 L が取り付けられた具体例 19 が示されている。ここでの発光素子 L の先端部への取り付け方は、先に述べた実施例 1 に係る具体例 1 と同様であり、先端部（診療具）32 に形成された凹部内に発光素子 L が取り付けられる。ライトプローブ本体 1 は、ジョイント部 31 に装着されて使用される。発光素子 L への給電は、他の具体例と同様である。

図 25 には、ライトプローブ本体 31 内に、発光素子 L を備え、光ガイド部材 G で、発光素子 L からの光を伝達し、ライトプローブ本体 31 の先端部（診療具）33 から照射するようにした具体例 20 が示されている。発光素子 L には、反射材 5 が設けられる。この

具体例 20 に採用されている光照射手段は、先に述べた実施例 1 に係る具体例 8 の場合と同様であり、発光素子 L に対向配置された入射面 G 1 から、光が入射され、先端部 33 に設けられた出射面 G 2 に導光され、この出射面 G 2 から前方に照射される。

また、具体例 20 においても、実施例 1 に係る具体例 9 と同様に、CCD などの撮像素子をライトプローブ本体 31 内に内蔵し、光ガイド部材を別途配設することにより、出射面 G 2 から照射した励起光による対象部位からの蛍光反射光を画像として観測するように構成することができる。

#### 実施例 6

実施例 6 は、本実施形態による光照射手段を、照明付きデンタルミラーに適用した場合であり、図 26 に、そのデンタルミラーの具体例を示した。

デンタルミラーは、器具本体 34 から着脱できる先端部 35 を有しており、その先端部 35 の端には、ミラー保持部材 36 が取り付けられている。そして、先端部 25 の軸部には、照明手段 38 を備えている。照明手段 38 は、矢印で示したように、ミラー（診療具）37 に向けて、照明光を照射するようになっている。ミラー保持部材 36 のミラー側の周縁又はその一部に、複数の発光素子 L が配置されている。発光素子 L の取り付け方、配置の仕方などは、先に述べた実施例 1 に係る具体例 4 の光照射手段を採用することができる。

また、ミラー 37 の表面には、キャップ状に構成されたフィルタが着脱交換可能に装着できるようになっている。このキャップ状フィルタは、目的に応じて異なる特定の波長の光のみをミラー 37 によって反射するものである。特定の波長としては、 $405 \pm 50 \text{ nm}$  の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$  の青色領域、 $700 \pm 100$

n m の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域の光が挙げられるが、これらの波長に限定されるわけではない。

なお、このキャップ状フィルタは、ミラー部分の表面に重ねて配置し、この時、発光素子 L からの光は、そのまま患部に照射されるように発光素子 L の前面には、ガラス又は空間となるように構成されている。また、照明手段 38 は、無くてもよい。また、このデンタルミラーは、器具本体 34 又はミラー保持部 36 にバッテリーを内蔵しバッテリー駆動することによりコードレス化してもよい。

この様な構成された照明付きデンタルミラーによれば、口腔内を照明光で観察しているとき、異変部らしき部位を見つけた場合、発光素子 L からの励起光を当該部位に照射すると、その反射光について光学フィルタ機能を持つメガネなどで観察すれば、異変部を簡単に検出することができる。ミラー表面に光学フィルタを付けておけば、異変部を肉眼で観察する事ができる。また、上記特定の異なる波長のみ反射する複数の光学フィルタをミラー表面に着脱自在にしておけば、光学フィルタを交換すれば、目的に応じた異変部の観察が可能である。また、光学フィルタは、ミラー表面にコーティングを施すなどしてミラーと一体化して構成し、光学フィルタ付きミラーをミラー保持部材 36 に対して着脱交換可能としてもよい。

#### 実施例 7

実施例 7 は、本実施形態による光照射手段を、歯科用光重合器に適用した場合であり、図 27A 及び 27B にその先端部を示す。この光重合器は、重合器本体 40 と重合器頭部（診療具）41 からなり、重合器頭部 41 の前面部には、重合に役立つ青色光を放射する発光ダイオードからなる複数の発光素子 LA と、さらに、励起光を放射する発光素子 L とが取り付けられる。そして、重合器本体 40 には、発光素子に給電するための接続端子 42 が立設されている。

重合器本体 40 は、接続端子 42 がハンドピース本体（不図示）にあるソケットに挿入されることにより、ハンドピース本体に固定されると共に、発光素子に給電されるようになっている。なお、この例では発光素子は、接続端子 42 でハンドピース本体（不図示）にあるソケットから給電される例を示したが、ハンドピース本体に光重合照射光源用や発光素子用のバッテリーを有している構成であってもよいし、重合器本体 40 がハンドピース本体に分割不可能な形で一体となって構成されていてもよい。

この構成により、光重合器とハンドピース本体とが着脱自在とされ、ハンドピース本体を、他の治療用だけでなく、光重合器としても兼用できるようになるので便利であり、それに応じて機器の設置費用も節約されることになる。光重合器として利用する場合には、治療具類が使用されないので、重合器本体 40 を適宜湾曲させることができ、また、その長手方向に貫通する穴を備える必要がないので、発光素子 3 への電源リード線だけを備えた細長いものとすることができる。

そして、重合用の発光素子と同様にして、励起光放射用の発光素子を取り付けることができるので、構成が簡単になり、励起光も同時に照射が可能となるので、重合治療しながら、その反射光について光学フィルタ機能を持つメガネなどで観察すれば、異変部を簡単に検出することができる。

なお、上記の説明で診療器具とは、エアタービンハンドピース、マイクロモータハンドピース、スケーラー、スリーウェイシリンジ、バキュームシリンジ、レーザハンドピース、デンタルミラー、歯科用光重合器を意味する。また、ハンドピースとは、上記診療器具の内、術者が手に持って施術する部分を言う。また、図 22、23、24、25、26、27、62 に示す実施例では、切削工具など



の治療具（診療具）は、装着しないが診療用の照明や流体の射出口が診療器具には備わっているので、これらについても治療具を含む診療具の一種として含むものである。

#### 実施例 8

実施例 8 は、本実施形態による光照射手段を、デンタルレーザ治療器に適用した場合である。図 29 A 及び 29 B に、その具体例 21 が示されている。従来から、デンタルレーザ治療器は、口腔内における生体組織の蒸散・切開、凝固・止血或いは加温・疼痛緩和、更には、歯の切削などの目的で使用され、照射されるレーザ光は、図 62 で示される駆動制御装置 S 内に備えられたレーザ光源で発生され、チューブ T U 内を挿通された光ファイバなどの光ガイド部材を介して、ハンドピース H P の先端部（診療具）まで導光されるようになっている。

このレーザ光源としては、半導体レーザ、炭酸ガスレーザ、E r : Y A G レーザ、N d : Y A G レーザ、H o : Y A G レーザなどが使用される。レーザ光の強度が高く、出力パワーを必要とする場合には、この様に、レーザ光源を駆動制御装置 S 内に備えざるを得ないが、比較的その強度が小さい場合には、レーザ光源をハンドピース H P 内に設け、発光されたレーザ光をハンドピース H P の先端部に光ガイド部材で導光することができる。

図 28 A に示されるように、デンタルレーザ治療器において、治療用レーザ光のための光ガイド部材 L G が、ハンドピース内のほぼ中心に挿通されている場合には、本実施形態による光照射手段の適用の仕方は、図 15 に示された実施例 2 に係る具体例 12 における光照射手段と同様とすることができる。

図 28 A に示した例では、発光素子 L を、光学ガイド部材 L G の挿通路を外した位置で、ジョイント部 15 に設けるようにする。そ

して、光照射手段に係る光ガイド部材 G の入射面 G 1 を発光素子 L に対向させ、光ガイド部材 G を光ガイド部材 L G に沿って配設して、光ガイド部材 G の他端である出射面 G 2 をハンドピースの先端に臨ませる。

図 2 8 A に示されたデンタルレーザ治療器の場合では、ハンドピースヘッド部が無いので、出射面 G 2 は、ハンドピース本体 1 の先端において、光ガイド部材 L G の出射面 L G 2 と同一面に、出射されるレーザ光とほぼ並行して照射できるように、配置される。

なお、図 2 8 A に示されたデンタルレーザ治療器の場合には、出射面 G 2 は、ハンドピース本体 1 の先端において、1箇所にて配置されているが、光ガイド部材 G が光ファイバ束で形成されているようなときには、図 2 1 に示された具体例 1 6 のように、出射面 G 2 を、出射面 L G 2 を取り囲むように、ハンドピース本体 1 の先端面における周縁に分散させることもできる。このような出射面 G 2 を分散形状とすることにより、スポット的照射を、広範囲な照射に変更できる。

また、図 2 8 A に示されたデンタルレーザ治療器の場合では、光照射手段は、一つの特定波長を有する光を照射するように構成されているが、複数の特定波長の光を照射したい場合には、ジョイント部 1 5 に、光ガイド部材 L G を囲むように、複数の発光素子 L を配置して、それぞれの発光素子 L に対応した光ガイド部材 G を設けることができる。図 2 8 B に示されるように、ハンドピース本体 1 の先端において、複数の光ガイド部材 G の出射面 G 2 1 乃至 G 2 5 が、光ガイド部材 L G の出射面 L G 2 の周囲に配置される。

図 2 8 B に示した例では、特定波長の光を照射しながら、その光による反射光を撮像素子で撮像し、モニタで異変部の様子を観察でき、齲蝕部などの状態を観察しながら、当該異変部を診断又は治療

することができるようにしている。図 2 8 A に図示していないが、図 1 2 に示された実施例 1 に係る具体例 9 に示されるような撮像素子を、ジョイント部 1 5 に設けることができる。その撮像素子に反射光を導光するイメージガイド部材 P G の入射面 P G 1 が、ハンドピース本体 1 の先端に配置されている。この撮像素子は、デンタルレーザー治療器の駆動制御装置内に備えられてもよい。

図 2 8 B に示されるように、複数の特定波長を光照射手段から照射する場合には、前述したように、図 5 4 に示した制御回路を用いて点灯制御され、各発光素子の点灯を切り換えられ、或いは、図 5 5 に示されるように、各発光素子の時分割点灯されることができる。

また、図 2 8 A 及び 2 8 B では、発光素子がハンドピース内に設けられた場合を例に説明したが、実施例 3 に係る具体例 1 3 乃至 1 5、実施例 4 に係る具体例 1 8 に示されるように、デンタルレーザー治療器のハンドピース本体 1 の先端において、光ガイド部材 L G の出射面 L G 2 の周囲に、複数の発光素子 L を臨ませて配置することもできる。さらに、複数の発光素子 L をハンドピース本体 1 と別体部材に設け、ハンドピース本体 1 の先端で着脱自在にすることもできる。

光照射手段の光源である発光素子 L は、デンタルレーザー治療器の駆動制御装置内に備えられてもよい。この場合には、発光素子 L から放出された光は、治療用レーザー光と同様に、チューブ T U に挿通された光ガイド部材 G によって、ハンドピース本体 1 の先端まで導光される。

この場合に、複数の特定波長の光を放出する複数の発光素子が含まれるときには、個々に光ガイド部材 G を使用する代りに、一本の光ガイド部材 G によって、ハンドピース本体 1 の先端まで導光する

こともできる。各発光素子を切り換え点灯させるか、或いは、図 5 5 に示されるように、各発光素子を時分割点灯することもできる。また、複数の発光素子を同時に点灯するときには、各発光素子から放出された光をミキシングして光ガイド部材 G で導光することができる。

光照射手段の光源として、白色光を放出するランプが、デンタルレーザ治療器の駆動制御装置内に備えられる場合には、そのランプに対応して置かれた光ガイド部材 G の入射面 G 1 に、特定波長を選択する光フィルタ F を配置することができ、照明光と、特定波長の光とを切り換えられる。さらに、複数の光フィルタを切り換えるように構成して、複数の特定波長を選択することもできる。

一方、通常のレーザハンドピースにおいては、作業光であるレーザ光がどの位置を照射対象としているかを照準できる可視光線が、ガイド光として同じハンドピースから照射されるようになっている。このガイド光は、少なくともレーザハンドピース先端部から放射されるまでに、作業光と同一の経路を通過して照射され、このとき、作業光とガイド光との双方による混成光 W G になっている。

そこで、この混成光 W G を照射できるレーザハンドピースにおいて、混成光 W G に含まれるガイド光の代りに、異変部を特徴的に抽出できる励起光を照射するようにした実施例 8 に係る具体例について説明する。図 2 9 に、励起光を混成光 W G に含めたレーザハンドピースの使用状況について示した。

レーザハンドピース本体 1 の先端に備えられたレーザプローブ（診療具）LP から、作業光とガイド光からなる混成光 W G が被照射部位である歯 T に向けて照射される。歯科医である作業者がレーザハンドピース本体 1 を手で持ち、被照射部位を照射して治療を行う。被照射部位の歯 T が、齲蝕等の異変を起こしている場合には、励

起光であるガイド光により蛍光等を発するので、作業者は、どの箇所を照射しているか、混成光WG中のガイド光によって確認できるとともに、齟齬等の異変部があれば、該異変部の位置を確認しながら、混成光WG中の作業光を照射することができる。被照射部位を肉眼で見てもよいが、特に蛍光を際立たせて見るためには、励起光をカットする光フィルタFを備えたゴーグル43を使用しても良い。これにより、鮮明に異変部を観察することができる。後述するように、撮像手段を備えたハンドピースの場合には、モニタ等の表示手段を使用して観察するようにしても良い。

そこで、図30に、撮像手段を内部に組み込んだレーザハンドピースの具体例22が示されている。図30に示されるように、レーザ発生装置45には、作業用レーザ光発生手段46とガイド光レーザ発生手段44とが備えられ、レーザ発生装置45の内部において、作業光用レーザ光発生手段46で発生されたレーザ光の経路中に、ダイクロイックミラーHMが配置されている。ガイド光用レーザ光発生手段44から発生されたガイド光がこのダイクロイックミラーHMで反射される。ここで、作業光用レーザ光とガイド光が混成されて生成された混成光WGは、光ガイド部材G1によって、レーザハンドピース本体の先端部に固定されたレーザプローブLPまで導光され、被照射部位に照射される。

なお、ガイド光用レーザ光発生手段44内で、励起光用レーザ光を発生するようにしても良いし、これとは別に、励起光用レーザ光発生手段を設け、ダイクロイックミラーで作業光用レーザ光に混成することもできる。また、光ガイド部材G1を介して励起光を照射する代りに、LEDやLDによる発光素子からなる光源を、レーザハンドピース本体1の先端部におけるレーザプローブLP近傍に設け、レーザプローブLPからの作業用レーザ光の方向に、該光源か



ら励起光を照射することもできる。

一方、レーザハンドピース本体 1 の内部には、CCD 撮像素子を含む撮像手段 17 が設けられている。ハンドピース本体 1 の先端部には、被照射部位からの反射光を受光する光学系を有する入射部 PG1 が備えられ、入射部 PG1 に入射された反射光は、イメージガイド部材 PG によって、撮像手段 17 に導光され、被照射部位の撮影が行われる。撮影された被照射部位の画像の電気信号は、画像処理装置 47 の画像処理手段 48 に伝送され、ここで画像処理された被照射部位の画像が表示手段 49 のモニタ画面に映し出される。

次に、図 31 に示されたレーザハンドピースに係る具体例 23 は、図 30 に示された具体例 22 のレーザハンドピースにおけるガイド光の発生の仕方を変形したものである。具体例 22 の場合には、ガイド光用レーザ光発生手段は、レーザ光発生装置 45 の内部に備えられ、ダイクロイックミラーにより混成光 WG が生成されていたが、具体例 23 では、ガイド光用レーザ光発生手段をレーザハンドピース本体内部に備えた。そのため、混成光 WG の生成は、ハンドピース本体内部で行われる。

図 31 に示されるように、作業用レーザ光は、レーザ発生装置 45 内の作業光用レーザ光発生手段 46 で発生される。そして、光ガイド部材 G1 により、ハンドピース本体 1 内に導光され、さらに、レーザプローブ LP まで導光され、被照射部位に照射される。一方、ガイド光用レーザ光は、ハンドピース本体 1 の内部に備えられたガイド光用レーザ光発生手段 44 で発生され、ミラー M とダイクロイックミラー HM とにより、作業光用レーザ光と混成される。励起光用レーザ光は、このガイド光用レーザ光発生手段 44 において発生できる。

以上に説明した具体例 22 及び 23 によるレーザハンドピースで

は、ハンドピース本体 1 の先端部、つまり、レーザ光の照射端にレーザプローブ LP が備えられた形態のものであったが、図 3 2 A 乃至 3 2 C に示されたレーザハンドピースの具体例 2 4 のように、レーザプローブ LP を用いない形態とすることもできる。作業光用レーザ光とガイド光とが同じ経路を通る必要が無く、互いに近接していれば十分であることを利用して、具体例 2 4 の場合には、図 3 2 A に示されるように、作業光用レーザ光を導光する光ガイド部材 G 1 の周囲に複数のガイド光用レーザ発生手段 4 4 - 1 乃至 4 4 - 4 を配置した。なお、図 3 2 A に示されたハンドピース本体 1 の切り欠き断面図は、図 3 2 B のハンドピース本体 1 の先端方向から見た正面図における X - X における断面である。

作業光用レーザ光は、光ガイド部材 G 1 から出射し、ハンドピース本体 1 の照射端 LO (診療具) から被照射部位に照射されるが、ガイド光用レーザ光は、この作業光用レーザ光と並行して被照射部位に照射される。図 3 2 B に示されるように、複数のガイド光用レーザ発生手段 4 4 - 1 乃至 4 4 - 4 は、ハンドピース本体 1 の内部で、光ガイド部材 G 1 の周囲に同心円状に配置されるが、複数のガイド光用レーザ発生手段 4 4 - 1 乃至 4 4 - 4 のうち、全てで励起光用レーザ光を発生できるようにすることもでき、一部のガイド光用レーザ発生手段でガイド光を発生させ、他のガイド光用レーザ発生手段で励起光用レーザ光を発生させてもよい。また、励起光の波長を全て同一としてもよく、互いに異なる波長としてもよい。励起光用の光は、レーザ光に限られず、LED 等の発光素子から放出するものでもよい。

図 3 2 C には、図 3 2 A 及び 3 2 B の具体例 2 4 によるレーザハンドピースを用いて、被照射部位に照射された作業光用レーザ光とガイド光用レーザ光のスポット形状が示されている。太線で示され

た丸が、作業光用レーザ光の照射スポットを示し、その照射スポットと一部が重なるように、該スポットの周囲に置かれた、細線で示された４つの丸が、各ガイド光のスポットを示している。

次に、本発明による口腔内照明装置を備えた歯科診療装置の第２の実施形態について、上述したように、既存のハンドピースに着脱自在に装着することを可能にした口腔内の異変部を特徴的に抽出できる光を照射できる光照射手段の具体例を、実施例９乃至１２に分けて説明する。

#### 実施例 ９

実施例 ９ は、本実施形態による歯科診療装置に用いられる口腔内照明装置として、上述した異変部抽出原理に基づく光照射手段を有して歯科用インスツルメントに着脱自在に装着されるアダプタに、該光照射手段を点灯駆動する電源が一体的に組み込まれた電源一体型の場合であり、歯科用インスツルメントに装着される口腔内照明装置の具体例 ２５乃至 ２７が、図 ３３乃至図 ３８に示されている。

図 ３３Ａには、歯科用インスツルメントの全体が示され、１は、歯科用インスツルメントの一つであるエアタービンハンドピース本体を、２は、そのハンドピースヘッド部、３は、該ヘッド部に取り付けられるバーなどの工具類である治療具（診療具の一例）を示している。そして、そのハンドピース本体 １ は、ヘッド部 ２ と反対側においてハンドピース本体 １ と着脱自在に装着できるジョイント部を備えており、そのジョイント部が、チューブ ４ を介して、エアなどの供給装置に接続されている。

図 ３３Ａには、具体例 ２５による口腔内照明装置が、ハンドピース本体 １ に装着された状態で示されている。具体例 ２５の口腔内照明装置は、アダプタ本体 ３０５、電源ボックス ３０６、そして、装着部材 ３０７で構成されている。アダプタ本体 ３０５は、ヘッド部

2 が口腔内に挿入されることを考慮して、邪魔にならないように、扁平に形成され、本体の一端部に、光照射手段を備えている。なお、アダプタ本体 305 は、ハンドピース外周の形状に沿った円形状に成形してもよい。

この光照射手段は、少なくとも一つの発光素子 L を含むものであり、複数の発光素子 L が備えられる場合には、アダプタ本体 305 の扁平形状に合わせて、複数の発光素子 L は、一列に並置される。この複数の発光素子の個々には、集光レンズが組み込まれているものとし、各発光素子の光放射方向は、口腔内照明装置がハンドピース本体 1 に装着されたときに、治療具 3 の前方を照射するように調整されている。ここで、光照射手段として、複数の発光素子 L を設ける場合には、放射される光の波長が全て同じであっても、或いは、互いに異なる波長であってもよい。例えば、照明光と励起光の組み合わせとすることができる。

図 33A に示された具体例 25 の場合は、歯科用インスツルメントがエアタービンハンドピースであるので、各発光素子の光放射方向は、ハンドピース本体 1 の中心軸とある角度を持つように、向けられている。例えば、具体例 25 の口腔内照明装置が、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピースなどのように、治療具 3 がハンドピース本体 1 の中心軸に沿った方向に取り付けられる場合には、アダプタ本体 305 に設けられる複数の発光素子の光放射方向は、この中心軸に沿った方向に向けられる。

アダプタ本体 305 のヘッド部側と反対側の端部には、複数の発光素子を点灯駆動するための電源を内蔵した電源ボックス 306 が設けられている。この電源は、小型の一次又は二次電池であり、一次電池の場合には、ボタン型水銀電池などが使用され、二次電池の場合には、ボタン型又は棒型のリチウム電池などが使用される。こ

これらの電池は、電源ボックス 306 に交換可能に挿入されるのが、一般的である。しかし、二次電池の場合には、該電池を固定的に内蔵しておき、外部から充電できる端子を、電源ボックス 306 の側壁に設けておいてもよい。

図 33A に示されるように、アダプタ本体 5 に、光照射手段として、複数の発光素子 L が備えられている場合には、電源ボックス 306 に内蔵された電源を、各発光素子 L に切り換えて供給するスイッチ SW1 が、アダプタ本体 305 の側壁に設置される。このスイッチ SW1 で、電源のオン・オフを行えるようにしてもよいが、電源ボックス 306 自体をアダプタ本体 305 と着脱自在にピン接続できるようにしておき、電源ボックス 306 をアダプタ本体 305 に装着したとき、電源オンとなるようにしてもよい。

さらに、アダプタ本体 305 の側壁において、スイッチ SW1 と並んで、もう一つのスイッチ SW2 を設けておく。このスイッチ SW2 の操作により、各発光素子 L の発光光量が調節されるようにすることもできる。例えば、スイッチ SW2 のオン・オフ操作で、2 段階の発光光量を出力できる。スイッチ SW2 を小型ボリュームに置き換えて、無段階に光量を調節することもできる。

また、具体例 25 による口腔内照明装置を歯科用インスツルメントに着脱自在に装着するために、アダプタ本体 305 に、装着部材 307 が設けられている。口腔内照明装置が歯科用インスツルメントに装着されたとき、該装置がこのインスツルメントの口腔内での操作性を阻害しないように配慮されなければならない。そのため、この装着部材 307 は、図 33A に示された場合には、アダプタ本体 305 の上面に備えられ、エアタービンハンドピースにおけるヘッド部の付け根部分を弾性的に挟持する。

図 33B は、具体例 25 による口腔内照明装置の使用状態を示し



ており、図 3 3 A に図示されたエアタービンハンドピースの先端部分を拡大した側面図を示している。図 3 3 B では、発光素子 L から放射される光を、破線で示している。図示されているように、発光素子 L からの照明光又は励起光は、治療具 3 の軸方向で、その前方を照射している。

以上で、実施例 9 における電源一体型の口腔内照明装置の具体例 2 5 が説明されたが、この具体例 2 5 では、エアタービンハンドピースを例として、そのヘッド部 2 の付け根部分に着脱自在に取り付けられたが、図 3 4 A 及び 3 4 B には、ヘッド部 2 の治療具取り付け部に係る先端部に着脱自在に取り付けることができる電源一体型の口腔内照明装置の具体例 2 6 示されている。

図 3 4 A でも、歯科用インスツルメントとしてエアタービンハンドピースの場合を例にしており、図 3 3 A で示された部分と同じ部分には、同じ符号が付されている。図 3 4 A に示された具体例 2 6 の口腔内照明装置は、ヘッド部 2 の先端部に嵌め込まれて取り付けられることが特徴となっているところから、装置全体が、扁平形状でなく、リング形状になっており、アダプタ本体 3 0 8 がリング形状となっている。

そのリング形状になっているため、具体例 2 6 の口腔内照明装置における光照射手段は、複数の発光素子 L が、治療具 3 を取り囲むように、リング状に配置される。各発光素子 L に給電するための電源ボックス 3 0 6 は、アダプタ本体 3 0 8 の外周側壁に備えられ、装置がヘッド部 2 に取り付けられたときに邪魔にならないように、電源ボックス 3 0 6 がヘッド部 2 の付け根部分に位置するように取り付けられる。具体例 2 6 による口腔内照明装置におけるスイッチ S W 1 及び S W 2 の設置の仕方は、具体例 1 の場合と同様であり、電源ボックス 3 0 6 も同様である。

図 3 4 B は、具体例 2 6 による口腔内照明装置の使用状態を示しており、図 3 4 A に図示されたエアタービンハンドピースの先端部分を拡大した側面図を示している。図 3 4 B では、2 種類の波長で発光する発光素子 L 1、L 2 から放射される光を、破線で示している。図示されているように、例えば、発光素子 L 1 から照明光が、発光素子 L 2 から励起光が放射される場合には、発光素子 L 1、L 2 が交互に配列されており、発光が治療具 3 の軸方向と平行して、その前方を照射している。この様に、複数の発光素子がリング状に配列されることにより、発光が治療具 3 の軸を取り囲むようになり、前方の異変部に対して、無影状態の照射が可能となる。

ここで、具体例 2 6 の口腔内照明装置のアダプタ本体 3 0 8 における複数の発光素子の配置例を、図 3 5 A 乃至 3 5 C に示した。図 3 5 A は、発光素子が、砲弾型 L E D の場合を、図 3 5 B は、チップ型 L E D の場合を、そして、図 3 5 C は、ベアチップ型 L E D の場合を示しており、いずれの場合も、リング状のアダプタ本体 3 0 8 の端部における円周上に、複数の発光素子 L 1、L 2 が配列され、リング状の配線基板などを介して、電源ボックス 3 0 6 から給電される。そして、リング状に配列された複数の発光素子 L 1、L 2 の中央部分には、少なくとも治療具 3 が自在に挿通される開口が設けられている。

図 3 6 に、具体例 2 6 による口腔内照明装置におけるアダプタ本体 3 0 8 について、治療具 3 の軸に係る断面図で示した。アダプタ本体 3 0 8 の中央には、ヘッド部 2 の先端が挿入される空間が設けられ、さらに、治療具 3 が挿通される開口が開けられている。そして、アダプタ本体 3 0 8 の内周面には、複数の滑り止め部材 3 8 1 が貼着されており、アダプタ本体 3 0 8 がヘッド部 2 の先端に押し込まれて取り付けられたとき、脱落しないようにされている。

なお、アダプタ本体 308 がヘッド部 2 に取り付けられるとき、脱落防止の滑り止め部材の代りに、ネジによる係合手段や、爪による係合手段を採用することができる。また、具体例 2 の説明には、エアタービンハンドピースの例を挙げたが、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピース、バキュームシリンジなどの歯科用インスツルメントにおけるように、治療具（診療具）3 の軸が、ハンドピース本体 2 の中心軸に沿っている場合に対しても、取り付け可能である。

これまでに説明した具体例 26 による口腔内照明装置におけるアダプタ本体 308 は、比較的硬い合成樹脂などで一体的成形されていた。ところが、取り付け対象である歯科用インスツルメントの先端部は、種類によって様々な径を有していることが多く、これに対応させるには、夫々の径に合わせた口腔内照明装置を用意しなければならないので、不経済となる。そこで、先端部の径が変わっても、一つの装置で、柔軟に対処できるようにした具体例 27 による口腔内照明装置が、図 37 に示されている。

図 37 に示された具体例 27 の口腔内照明装置は、アダプタ本体 308 と、電源ボックス 310 と、コイル装着部材 311 とで構成されている。アダプタ本体 308 は、複数の発光素子 L1、L2 と、光源取り付け部材 309 とでなり、この装着部材 9 は、リング状に形成され、配線基板を含んでおり、複数の発光素子 L1、L2 がリング状に配列される。

光照射手段としての発光素子の配置方法は、具体例 26 の場合と同様であるが、切換用のスイッチは、電源ボックス 311 の側壁に設けられる。一次電池又は二次電池を内蔵する電源ボックス 310 からのリード線によって、光源取り付け部材 309 に配列された発光素子 L1、L2 に給電される。

光源取り付け部材 309 には、この部材側の内径は小さく、そして、徐々に内径が大きくなるコイル装着部材 311 が設けられている。このコイル装着部材 311 を備えた口腔内照明装置は、主として、歯科用インスツルメントの中でも、ストレートなマイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピース、バキュームシリンジなどの歯科用インスツルメントにおけるように、治療具 3 の軸が、ハンドピース本体 2 の中心軸に沿っている場合に有効である。

図 38 に、具体例 27 の口腔内照明装置をスケーラーハンドピースに取り付けた場合の使用例を示した。図 38 から分かるように、コイル装着部材 311 の内部に、ハンドピース本体 1 の先端部が、圧入される形態で押し込まれ、コイルが、先端部の径に応じて拡張し、かつ、コイルの弾力で締まる力が発生し、口腔内照明装置が、スケーラーハンドピースの先端部に装着される。このとき、各発光素子の放射方向は、ハンドピース本体 1 の中心軸と平行となり、光は、スケーラーの工具である治療具 3 を取り囲むように、照射され、治療具 3 の前方において、無影状態で照射される。

#### 実施例 10

実施例 9 の口腔内照明装置では、アダプタに設けられた光照射手段に給電する電源が、該アダプタに一体的に組み込まれる電源一体型の場合であったが、実施例 10 では、上述した異変部抽出原理に基づく光照射手段を有して歯科用インスツルメントに着脱自在に装着されるアダプタと、該光照射手段を点灯駆動する電源が分離された電源分離型の場合であり、歯科用インスツルメントに装着される口腔内照明装置の具体例 28 乃至 34 が、図 39 乃至図 47 に示されている。

図 39 A 及び 39 B には、実施例 10 に係る口腔内照明装置の具体例 28 が示されている。そのアダプタ本体の基本構成は、実施例

9 の具体例 2 5 で示された電源一体型の口腔内照明装置におけるものと同様であるが、アダプタ本体に備えられた光照射手段に給電するための電源が、該アダプタから離れた場所に置かれており、電源供給線によって接続されている点が異なっている。図 3 9 A 及び 3 9 B では、図 3 3 A 及び 3 3 B に示された部分と同じ部分には、同じ符号が付されている。

図 3 9 A においても、歯科用インスツルメントの一つであるエアータービンハンドピース本体 1 に、口腔内照明装置のアダプタ本体 3 0 5 が、装着部材 3 0 7 によって装着されている。そして、図 3 9 B においても、図 3 3 B に示した具体例 2 5 の場合と同様に、具体例 2 8 による口腔内照明装置の使用例が示されている。

具体例 2 8 の口腔内照明装置は、光照射手段である複数の発光素子 L を先端に備えたアダプタ本体 3 0 5 と、発光素子 L を点灯駆動する電源を内蔵する電源ボックス 3 1 2 とでなり、アダプタ本体 3 0 5 と電源ボックス 3 1 2 は、電源供給線 3 1 3 によって接続されている。電源ボックス 3 1 2 には、一次電池又は二次電池が収納されているタイプの電源でも、また、商用電灯線からの交流電源を定電圧化した直流電源でもよい。図 3 9 A では、ハンドピース本体 1 の近くに置かれているように図示されているが、説明の都合上、関係を分かりやすくしたものであり、実際には、電源ボックス 3 1 2 は、例えば、歯科用インスツルメントのエア供給制御装置に組み込まれていてもよく、或いは、治療作業者に装着されてもよい。

具体例 2 8 の口腔内照明装置における光照射手段も、具体例 2 5 の場合と同様に、少なくとも一つ以上の発光素子 L を含むものであり、アダプタ本体 3 0 5 の扁平形状に合わせて、複数の発光素子 L は、一列に並置される。この複数の発光素子の個々には、集光レンズが組み込まれているものとし、各発光素子の光放射方向は、口腔



内照明装置がハンドピース本体 1 に装着されたときに、治療具 3 の前方を照射するように調整されている。ここで、光照射手段として、複数の発光素子 L を設ける場合には、放射される光の波長が全て同じであっても、或いは、互いに異なる波長であってもよい。例えば、照明光と励起光の組み合わせとすることができる。

図 3 9 B に示された具体例 2 8 の使用例のように、歯科用インスツルメントがエアタービンハンドピースであるので、各発光素子の光放射方向は、ハンドピース本体 1 の中心軸とある角度を持つように、向けられている。例えば、具体例 2 8 の口腔内照明装置が、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピースなどのように、治療具 3 がハンドピース本体 1 の中心軸に沿った方向に取り付けられる場合には、アダプタ本体 3 0 5 に設けられる複数の発光素子の光放射方向は、この中心軸に沿った方向に向けられる。

アダプタ本体 3 0 5 のヘッド部側と反対側の端部には、複数の発光素子を点灯駆動するための電源を有する電源ボックス 3 1 2 から延びる電源供給線 3 1 3 が接続されている。アダプタ本体 3 0 5 に、光照射手段として、複数の発光素子 L が備えられている場合には、電源供給線 3 1 3 で供給される電源を、各発光素子 L に切り換えて供給するスイッチ S W が、アダプタ本体 3 0 5 の側壁に設置される。電源のオン・オフ用のスイッチについては、アダプタ本体 3 0 5 に設けても、電源ボックス 3 1 2 に、又は、電源供給線の途中に設けてもよい。

さらに、アダプタ本体 3 0 5 の側壁において、スイッチ S W 1 と並んで、もう一つのスイッチ S W 2 を設け、このスイッチ S W 2 の操作により、各発光素子 L の発光光量が調節されるようにすることもできる。例えば、スイッチ S W 2 のオン・オフ操作で、2 段階の発光光量を出力できる。スイッチ S W 2 を小型ボリュームに置き換

えて、無段階に光量を調節することもできる。

以上で、実施例 10 における電源分離型の口腔内照明装置の具体例 28 が説明されたが、この具体例 28 では、エアタービンハンドピースを例として、そのヘッド部 2 の付け根部分に着脱自在に取り付けられたが、図 40 A 及び 40 B には、具体例 28 の口腔内照明装置のアダプタ本体を簡素な構成にして、さらに、取り付けに嵩張らないように着脱自在な具体例 29 の口腔内照明装置が示されている。

図 40 A においても、歯科用インスツルメントの一つであるエアタービンハンドピース本体 1 に、具体例 29 による口腔内照明装置が装着されている。そして、図 40 B においても、図 33 B に示した具体例 25 の場合と同様に、具体例 29 による口腔内照明装置の使用例が、ヘッド部 2 近傍のみを拡大されて示されている。

具体例 29 の口腔内照明装置は、光照射手段としての発光素子 L と、この発光素子 L を保持する光源取り付け部材 314 と、スイッチ保持部材 315 と、電源ボックス 316 とで構成される。光源取り付け部材 314 は、該部材と一体成形された装着部材 307 の弾性により、ハンドピース本体 1 のヘッド部 2 の付け根部分に着脱自在に保持される。そして、スイッチ保持部材 315 も、一体成形されて弾性構造を有し、ハンドピース本体 1 の胴部分を着脱自在に挟持する。

スイッチ保持部材 315 には、スイッチ SW1、SW2 によるスイッチ部が形成され、電源ボックス 316 からの電源が、電源供給線 13 を介して発光素子 L に供給されるようになっており、スイッチ部が、発光素子 L の点灯駆動を制御する。ここで、発光素子 L は、一種類の波長の光のみを放射するものも使用することができるが、一つの素子に、互いに異なる波長の光を放射する複数の素子が組

み込まれたものも使用することができる。具体例 28 では、複数の素子が組み込まれた発光素子が使用されている場合である。

スイッチ保持部材 315 の側壁において、発光素子 L の発光を切り換えるスイッチ SW1 と並んで、もう一つのスイッチ SW2 が設けられており、このスイッチ SW2 の操作により、各発光素子 L の発光光量が調節されるようにすることもできる。例えば、スイッチ SW2 のオン・オフ操作で、2 段階の発光光量を出力できる。スイッチ SW2 を小型ボリウムに置き換えて、無段階に光量を調節することもできる。

図 40B の具体例 29 の使用例では、図 39B に示された具体例 28 の使用例の場合と同様に、歯科用インスツルメントがエアタービンハンドピースであるので、各発光素子の光放射方向は、ハンドピース本体 1 の中心軸とある角度を持つように、向けられている。例えば、具体例 29 の口腔内照明装置が、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピースなどのように、治療具 3 がハンドピース本体 1 の中心軸に沿った方向に取り付けられる場合には、発光素子 L の光放射方向は、この中心軸に沿った方向に向けられる。具体例 29 による口腔内照明装置では、具体例 28 のように、嵩張るアダプタを形成していないので、電源供給線を必要とするが、全体としてスリムな形状とすることができる。

次に、具体例 29 による着脱自在に構成された口腔内照明装置を、例えば、歯科用インスツルメントの一つである歯面清掃器に装着した具体例 30 を図 41 に示した。具体例 30 による口腔内照明装置は、歯面清掃用の流体をハンドピースヘッド部を形成するノズル 2 の先端（診療具）3 から噴射する他は、具体例 29 の構成と同様であり、光照射手段としての発光素子 L と、この発光素子 L を保持する光源取り付け部材 314 と、スイッチ保持部材 315 と、電源

ボックス 3 1 6 とで構成される。図 4 1 では、電源ボックス 3 1 6 の図示を省略している。

シリンジやバキュームは、通常、衛生士が使用するインスツルメントであり、スリーウェイシリンジは、治療部位に水や空気を吹きかけ、バキュームシリンジは、治療部位からの水や切削分などを吸い込むものであるため、それらの先端（診療具）は、治療部位の方向を向いている。この様に、具体例 3 0 で示されたように、励起光源を有する口腔内照明装置を、スリーウェイシリンジやバキュームシリンジに装着すれば、治療作業者が口腔内で使用する他の歯科用インスツルメント、例えば、切削用インスツルメントの操作性を悪化することなく、口腔内の患部の明示が可能となる。そのため、衛生士が使用するインスツルメントに励起光源を装着できるようにすれば、歯科医治療作業者である歯科医が使用するインスツルメントに、励起用光源を装着しなくて済み、操作性を悪化させることがない。

図 4 2 A 及び 4 2 B に示した口腔内照明装置の具体例 3 1 は、図 4 0 A 及び 4 0 B に示された具体例 2 9 の口腔内照明装置の構成を変形したものであり、口腔内照明装置が、光照射手段としての発光素子 L と、この発光素子 L を保持する光源取り付け部材 3 1 4 と、スイッチ保持部材 3 1 5 と、電源供給線 3 1 3、電源ボックス 3 1 6 とで構成されることを基本としている。

しかし、図 4 0 A に示された具体例 2 9 の口腔内照明装置では、電源ボックス 3 1 6 が、スイッチ部に電源供給線 3 1 3 を介して接続され、離れて設置されていたのに対して、図 4 2 A に示された具体例 3 1 の口腔内照明装置では、電源ボックス 3 1 6 が、スイッチ部を形成するスイッチ保持部材 3 1 5 に備えられ、その間の電源供給線が省略されている。この様に、具体例 3 1 の口腔内照明装置は

、電源分離型の構成となっているが、ハンドピース本体 1 の側面に纏めて装着され、全体として、コンパクト化されている。口腔内照明装置としての機能は、具体例 29 のものと同様である。

次に、図 43A 及び 43B には、実施例 9 の具体例 26 として示された電源一体型の口腔内照明装置を基本として、電源分離型に変形した口腔内照明装置の具体例 32 が示されている。具体例 26 の場合と同様に、図 43A では、歯科用インスツルメントの一つであるエアタービンハンドピースに装着した例が示され、図 43B でも、そのヘッド部付近が拡大されて、その使用状態が図示されている。

具体例 32 の口腔内照明装置 8 は、具体例 26 で使用されたアダプタ本体 308 の構成をそのまま使用しており、その光照射機能は、具体例 26 のものと同様である。ここでは、その説明を省略する。ただ、具体例 26 では、電源ボックス 306 が、アダプタ本体 308 の側壁に取り付けられて、電源一体型の口腔内照明装置としていたのに対し、具体例 32 の場合には、アダプタ本体 308 に備えられた光照射手段である発光素子 1 への給電は、アダプタ本体 308 とは離れた場所に置かれた電源ボックス 312 から、電源供給線 313 を介して行われる。この電源ボックス 312 の置き方は、具体例 28 の場合と同様である。

また、図 44A 及び 44B に示された口腔内照明装置の具体例 33 は、図 43A 及び 43B に示された口腔内照明装置の具体例 32 を基本としており、光照射手段の駆動制御を行うスイッチ SW1、SW2 をアダプタ本体 308 の側壁に設けるのではなく、具体例 29 又は 30 の場合のように、ハンドピース本体 1 の胴部側壁に着脱自在なスイッチ保持部材 315 に、スイッチ SW1、SW2 からなるスイッチ部を備えた。この様にすれば、口腔内で不意にスイッチ



部が歯牙などに当たって操作されることがない。

ここで、具体例 3 3 の口腔内照明装置におけるアダプタ本体 3 0 8 のヘッド部 2 への取り付け構成について、図 4 5 A 及び 4 5 B を参照して説明する。図 4 5 A は、アダプタ本体 3 0 8 をヘッド部 2 に取り付けたときの外観を示し、図 4 5 B は、アダプタ本体 3 0 8 のみを縦断面で表した取り付け構成を示している。

アダプタ本体 3 0 8 のヘッド部 2 への取り付けにあたっては、図 3 6 に示された具体例 2 6 の口腔内照明装置におけるアダプタ本体 3 0 8 の取り付け構成を採用することができるが、図 3 6 に示された取り付け構成では、滑り止め部材 3 8 1 を使用するので、取り付け状態が不十分であることがある。

そこで、この取り付け状態をより確実にするため、アダプタ本体 3 0 8 をヘッド部 2 に取り付けたときに、複数の滑り止め部材 3 8 1 がヘッド部 2 の側壁に強制的に押し付けられるような構造とした。アダプタ本体 3 0 8 は、ケース部材 3 8 2 と、複数の発光素子 L を取り付けられるリング状の光源取り付け部材 3 8 3 と、そして、先端部に滑り止め部材 3 8 1 が設けられた複数の係合片部材 3 8 4 と、バネ体 3 8 5 とを有している。いずれの部材も、合成樹脂製とすることができる。

係合片部材 3 8 4 は、光源取り付け部材 3 8 3 と一体的に成形されて立設され、外側に僅かに傾斜している。一方、ケース部材 3 8 2 の内周面には、係合片部材 3 8 4 の立設位置に対応した部位に、或いは、内周面の全部に、係合片部材 3 8 4 の傾斜面に摺動する突部を形成しておく。また、ケース部材 8 2 に設けられた突部と光源取り付け部材 3 8 3 との間には、バネ体 3 8 5 が介在している。

このような構造を有するアダプタ本体 3 0 8 をヘッド部 2 に取り付けるときには、先ず、ケース部材 3 8 2 と光源取り付け部材 3 8 3

とを、バネ体 3 8 5 の反発力に抗して、押さえ付ける。そうすると、突起が下方に下がることになり、係合片部材 3 8 4 が外方に反って、ヘッド部 2 を挿入可能状態となる。

そこで、アダプタ本体 3 0 8 内に形成された空間に、ヘッド部 2 を挿入し、その後、押さえ付けを解除すると、バネ体 3 8 5 の反発力により、ケース部材 3 8 2 の突起が、係合片部材 3 8 4 の傾斜面を摺動し、滑り止め部材 3 8 1 をヘッド部 2 の外周面を押さえ付けるようになる。これで、アダプタ本体 3 0 8 のヘッド部 2 への取り付けが完了し、突起の摺動により、係合片部材 3 8 4 は規制され、アダプタ本体 3 0 8 は、確実に保持される。

次に、図 4 6 には、実施例 9 の具体例 2 7 として示された電源一体型の口腔内照明装置を基本として、電源分離型に変形した口腔内照明装置の具体例 3 4 が示されている。具体例 3 4 の口腔内照明装置では、図 3 7 に図示の具体例 2 7 で使用されたアダプタ本体 3 0 8 の構成をそのまま使用しており、その光照射機能は、具体例 2 7 のものと同様であるので、ここでは、その説明を省略する。

ただ、具体例 2 7 では、電源ボックス 3 1 0 が、アダプタ本体である光源取り付け部材 3 0 9 にリード線を介して取り付けられ、電源一体型の口腔内照明装置としていたのに対し、具体例 3 4 の場合には、アダプタ本体 3 0 8 である光源取り付け部材 3 0 9 に備えられた光照射手段である発光素子 L への給電は、アダプタ本体 3 0 8 とは離れた場所に置かれた電源ボックス 3 1 0 から、電源供給線 3 1 3 を介して行われる。この電源ボックス 3 1 0 の置き方は、図 3 9 A に図示の具体例 2 8 の場合と同様である。

図 4 7 には、図 3 8 に示された具体例 2 7 の電源一体型口腔内照明装置をスケーラーハンドピースに装着した場合と同様に、図 4 6 に示された具体例 3 4 の電源分離型口腔内照明装置をスケーラーハ

ンドピースに装着した例が示されている。電源分離型の場合には、アダプタ本体 308 に電源供給線 313 が、手元に存在し、これが、治療作業性を悪化させる可能性があるため、電源供給線 313 は、ハンドピース本体 1 の胴部に、着脱自在に形成された装着部材 307 によって保持される。

#### 実施例 11

これまでに説明した実施例 9 及び実施例 10 に係る口腔内照明装置では、発光素子を含む光照射手段が、アダプタ本体に設けられ、その光照射手段から放射される光が、治療具の軸方向の前方を照射するものであり、実施例 10 にあつては、電源分離型に構成され、電源ボックスが、アダプタ本体となれた場所に置かれている。そこで、実施例 11 では、口腔内照明装置における光照射手段の光源も、アダプタ本体と離れた場所に置くようにし、口腔内照明装置の歯科用インスツルメントへの装着構成を簡単化することとした。

図 48 に、実施例 11 による口腔内照明装置の具体例 35 が示されている。図 48 では、口腔内照明装置が、歯科用インスツルメントの一つであるエアタービンハンドピースに装着された例を示している。口腔内照明装置としての光照射手段の光源は、ハンドピース本体 1 から離れた場所に置かれた光源ボックス 317 に内蔵されている。この光源ボックス 317 は、診療の支障にならない場所に置かれていればよい。

光源ボックス 317 からは、導光部材である光ファイバ 318 が、ハンドピース本体 1 まで延び、この光ファイバ 318 は、ハンドピース本体 1 に胴体部と、ヘッド部 2 の付け根部とにおいて、装着部材 307 によって、着脱自在に保持される。

光源ボックス 317 には、光照射手段の光源をオン・オフするスイッチが備えられ、互いに異なる波長の光を放射する複数の発光素

子が、光源として含まれる場合には、それらの発光素子の駆動を選択制御するスイッチも備えられる。さらには、発光素子から発光量を調整できるスイッチを備えてもよい。これらのスイッチで制御されて放射された光は、光ファイバ 318 により、ハンドピース本体 1 まで導光される。また、光源ボックス 317 には、波長選択スイッチや光量の調節スイッチが設けられていてもよい。

光ファイバ 318 の先端部においては、光照射部が形成されており、図 48 に示されるように、口腔内照明装置がエアタービンハンドピースに装着される場合には、光照射部は、治療具 3 の軸方向前方の範囲を照射できるように向けられている。また、マイクロモータハンドピース、スケーラーハンドピースなどに装着する場合には、この光照射部は、ハンドピース本体 1 の中心軸と平行にされ、治療具の前方を照射するようにされる。

具体例 35 の口腔内照明装置の照射機能は、図 42B に図示の具体例 21 の場合と同様であるので、ここでは、その説明を省略する。

また、図 49 には、図 48 に示された具体例 35 の口腔内照明装置をレーザハンドピースに装着した具体例 36 が示されている。この具体例 36 に用いられた口腔内照明装置では、光ファイバ 318 の先端部が、レーザハンドピースに装着時に、レーザプローブ LP の前方を向くように調節されている。

次いで、図 50 に、具体例 36 とは形態の異なる口腔内照明装置をレーザハンドピースに装着する具体例 37 が示されている。この具体例 37 による口腔内照明装置の形態は、基本的に、図 42A に示された具体例 31 における口腔内照明装置と同様のものであるが、光源取り付け部材 314 に設けられた発光素子 L の照射方向が、具体例 31 の場合では、治療具 3 の先端の前方であるのに対し、具

体例 3 7 における発光素子 L がレーザプローブ L P の軸線と平行な方向になるように、光源取り付け部材 3 1 4 がレーザハンドピース本体 1 に装着される。発光素子 L による励起光の照射方向がハンドピース本体 1 の軸線と平行となるため、光源取り付け部材 3 1 4 は、ハンドピース本体 1 への装着時には、この軸線周りのどこに装着されても良い。

#### 実施例 1 2

これまで説明してきた実施例 9 乃至 1 1 に係る口腔内照明装置は、口腔内の異変部を抽出できる励起光を照射する光照射手段を備えているが、実際に、治療作業者がこの口腔内照明装置を歯科用インスツルメントに装着して、治療作業が行われる場合には、励起光による蛍光反射光を通過させ、或いは、励起光のみを排除するフィルタ機能を有するメガネ又はゴーグルを使用する必要があった。

しかし、このメガネ又はゴーグルを目に掛けて、これらを透過させて異変部を抽出する場合にあって、複数の異なる波長を切り換えて光照射するときには、光の波長に応じたフィルタ特性を持つメガネなどを夫々用意しなければならない、コストが嵩むものとなり、しかも、その切り換えの都度、メガネなどを掛け換えなければならないという煩わしさがある。

そこで、実施例 1 2 に係る口腔内照明装置では、異変部を抽出することができるフィルタ機能を、メガネ又はゴーグルなどの形式によるのではなく、このフィルタ機能を持つ平面フィルタ板を歯科用インスツルメントの近傍に配置させ、治療作業者は、このフィルタ板を介して異変部を観察するようにした。

図 5 1 に示された実施例 1 2 に係る口腔内照明装置の具体例 3 8 は、図 3 3 A 及び 3 3 B に示された具体例 2 5 の口腔内照明装置とフィルタ板 3 1 9 とを組み合わせた場合を示している。図 5 2 に示



された実施例 1 2 に係る口腔内照明装置の具体例 3 9 は、図 4 2 A 及び 4 2 B に示された具体例 3 1 の口腔内照明装置とフィルタ板 3 1 9 とを組み合わせた場合を、そして、図 5 3 に示された実施例 1 2 に係る口腔内照明装置の具体例 4 0 は、図 4 3 A 及び 4 3 B に示された具体例 3 2 の口腔内照明装置とフィルタ板 3 1 9 とを組み合わせた場合を示している。

具体例 3 8 乃至 4 0 のいずれの口腔内照明装置においても、フィルタ板 3 1 9 は、着脱自在に装着可能になっており、その面が、ハンドピース本体 1 の中心軸と直交するように装着される。フィルタ板 3 1 9 の大きさは、口腔内において歯科用インスツルメントで治療作業が行われるとき、障害とならない程度に選択される。

この様に、フィルタ板 3 1 9 が配置されることにより、治療作業者は、口腔内の異変部に対する治療作業を行いながら、異変部を観察することができる。照射する光の波長を変えるときには、このフィルタ板 1 9 を交換するだけであるので、メガネなどの掛け換えに比較して簡便となる。フィルタ板形式にしたことにより、安価となった。

以上に説明した実施例 1 乃至 1 2 に係る各具体例においては、歯科診療装置に備えられる光照射手段の構成が主として示された。次に、この光照射手段に含まれる発光素子の駆動の仕方について、上述した各具体例に共通的に適用できる回路構成を示して説明する。

図 5 4 は、複数の発光素子を点灯制御する駆動回路を示す図である。この駆動回路は、例えば、図 3 3 A に示された具体例 2 5 の場合であれば、スイッチ S W 1 に対応したものとなり得る。この駆動回路は、互いに波長の異なる光を照射する複数の発光素子 L 1 乃至 L 4 を含む照射手段を備え、この照射手段は、赤外光 L E 1 を発光する L E D の発光素子 L 1 と、白色光 L E 2 を発光する L E D の発

光素子 L 2 とでなる照明光発光部と、波長の異なる紫外光 L E 3、L E 4 を発光する L E D の発光素子 L 3、L 4 でなる励起光発光部とで形成されている。

さらに、駆動回路は、電源 6 0 と各発光素子 L 1 乃至 L 4 との間に接続され、各発光素子を個別に点灯制御できるスイッチ回路 S W と、複数の発光素子 L 1 乃至 L 4 のうちからいずれか一つ又は複数の発光素子 L 1 乃至 L 4 の点灯を選択する発光選択指示器 6 2 と、この発光選択指示器 6 2 の指示によりスイッチ S W を駆動制御するための制御回路 6 1 とを備えている。

例えば、発光選択指示器 6 2 における第 1 光源選択スイッチのオン操作により、赤外光を発する発光素子 L 1 を起動させることができる。同様に、第 2 光源選択スイッチを駆動して、白色光を発する発光素子 L 2 を起動させることができ、第 3 光源選択スイッチを駆動して、第 1 の紫外光を発する発光素子 L 3 を、そして、第 4 光源選択スイッチを駆動して、第 2 の紫外光を発する発光素子 L 4 を起動させることができる。このような操作で、任意の種類の照射光を選択することができる。

また、白色光を発する発光素子 L 2 に係る第 2 光源選択スイッチと、第 1 の紫外光を発する発光素子 L 3 に係る第 3 光源選択スイッチ若しくは第 2 の紫外光を発する発光素子 L 4 に係る第 4 光源選択スイッチを同時にオン操作することにより、白色光の照明光と、第 1 の紫外光若しくは第 2 の紫外光との同時照射をすることができる。このような、同時照射により、上述したように、励起光照射による異変部の蛍光像と、照明光の照射による異変部周辺部位に係る正常組織の反射像とが明瞭に視認され、異変部の位置や程度が的確に把握される。

なお、図 5 5 に示されるように、例えば、スイッチ回路 S W に設

けられた発光素子 L 1 点灯制御用のスイッチ S W 1 と、発光素子 L 2 点灯制御用のスイッチ S W 2 とに対して、時分割制御し、発光素子 L 1 と L 2 による照射を時分割で制御することができる。時分割照射の例としては、照射光と励起光を 1 / 6 0 秒ずつ照射する小刻み分割でもよく、或いは、照明光を 2 秒、励起光を 1 / 2 秒のような比較的長い照射時間の時分割とすることもでき、この時分割による照射時間は、異変部の蛍光発光状態に応じて変えられる。また、照明光と励起光とを短いパルスの時分割で照射するようなシーケンスを、予め定めるとともに、発光選択指示器 6 2 に、その専用スイッチを設けておくこともできる。この専用スイッチの操作により、任意の時間で個別に照射するようにすれば、照射対象部位を直接視認する場合は、観察者における目の網膜の残像現象により、同時照射の場合と同様の効果が得られる。また、赤外光の照射による反射光像と組み合わせて、診断画像情報とすることもできる。

なお、上述した実施例において、特に、発光素子を点灯駆動する電源ボックスがアダプタ本体と分離されて配置される場合には、或いは、光源ボックスがアダプタ本体と離れている場合には、照射手段のオン・オフ制御を、フットペダルスイッチにより行うようにしてもよい。

図 5 6 は、上述した各具体例に適用可能であって、励起光と白色光とを同時照射する場合に、励起光と白色光との光量バランスが、光量調節手段である可変抵抗器の調節で実現される電気回路を示す。R 1 は、白色光を発する L E D を含む照明光発光素子 L 1 の光量調節用可変抵抗器である。R 2 は、励起光を発する L E D を含む励起光発光素子 L 2 の光量調節用可変抵抗器である。これらの各可変抵抗器を使用して、各 L E D に流れる電流を調節し、それぞれの発光部の光量を調節する。なお、ここで、各発光素子 L 1 、 L 2 の光

量調節用可変抵抗器 R 1、R 2 の操作の仕方によって、例えば、各 L E D のどれかの光量を 0 に調節することにより、上記の同時照射モードの他に、照明光としての白色光のみの照射モード、或いは、励起光のみの照射モードの選択も可能となり、同時照射モード、照明光照射モード又は励起光照射モードのモード選択手段を構成することができる。

また、工場出荷時に各 L E D の光量調節用可変抵抗器 R 1、R 2 を操作して、最適設定での照射モードを持つように固定して出荷することもできる。望ましくは、照明光の白色光は、励起光の光量より少ない設定にすることで、照明光の中に蛍光が埋没することが避けられ、且つ、異変部と異変部周辺組織とが、両方同時に視認できる。このような光量設定を工場出荷時の初期設定とすることが望ましい。

また、術者の好みに応じてではあるが、異変部の周辺組織を中心に観察し、異変部を参考程度に表示するような場合には、照明用の白色光の光量が増加されるように調整すればよい、勿論、単純に明るい像を得たい場合にも、照明用の白色光の光量が増加されるように調整されてもよい。なお、上述の実施例では、照明光として白色光を使用する例を示したが、照明光としては、必要に応じて、赤っぽい色や黄色っぽい色を使用してもよい。この場合も、励起光の光量の調整以外に、照明光の光量を調整すれば、励起光による異変部の強調度合いを調整することもできる。勿論、赤みの調整や黄色みの調整も、照明光の調整で可能である。

図 5 7 は、工場出荷時において、最適設定の初期設定を行い、且つ、ユーザにおいても任意に光量調節用可変抵抗器を操作することにより、白色光発光の L E D を含む照明発光素子 L 1 と励起光発光の L E D を含む励起光発光素子 L 2 とを、任意の光量に調節できる



ようにした回路図を示す。切換スイッチ S W 3 は、図に実線と破線で示すとおり、出荷時の初期設定側とユーザでの任意調節側とに切り換えが可能となっている。

切換スイッチ S W 3 を、実線で示すとおり、ユーザでの任意調節側に切り換えた場合では、白色 L E D 調節可変抵抗器 R 1 と、励起光調節用可変抵抗器 R 2 とを個別に任意に調節できる。工場出荷時の最適な初期設定は、切換スイッチ S W 3 を白色 L E D 調節用固定抵抗器 R 3 と励起光調節用固定抵抗器 R 4 によって、最適な励起光と白色光のバランスに調節できる。ユーザは、切換スイッチ S W 3 を切り換え操作することで、出荷時の初期設定とユーザでの任意調節を切り換えることができる。これらの光量調節手段は、前述のいずれの実施例にも適用可能である。

次に、図 5 8 には、光量調整手段の別の回路構成例が示されている。この例では、照射光の光量調整手段として、白色光 L E D などによる照明光照射用の発光素子 L 1 の光量を調節するために、発光素子 L 1 と接地との間に、ロータリスイッチ S W 4 1 を介して異なる抵抗値を持った固定抵抗器 R 5 1 ~ R 5 4 が並列的に配置される。ロータリスイッチ S W 4 1 によって発光素子 L 1 に択一的に選択接続されることにより、発光素子 L 1 に異なった値の電流が供給される。励起光照射用の発光素子 L 2 についても、同様の回路構成により、励起光の光量を調節するための異なる抵抗値を持った固定抵抗器 R 6 1 ~ R 6 4 がロータリスイッチ S W 4 2 で択一的に接続され、発光素子 L 2 に異なった値の電流が供給される。

例えば、照明光光量調節用の固定抵抗器 R 5 1 ~ R 5 4 のそれぞれについて、例えば、光量が 2 %、3 5 %、7 5 %、1 0 0 % になるように適宜に抵抗値を設定し、また、励起光光量調節用の固定抵抗器 R 6 1 ~ R 6 4 のそれぞれについても、例えば、光量が 2 %、



35%、75%、100%になるように適宜に抵抗値を設定することができる。このような抵抗値の設定により、ロータリスイッチSW1及びSW42を適宜目的に応じて選択することによって、照明光と励起光とを同時に照射しつつ、照明光と励起光の光量バランスを調節することができる。

例えば、齲蝕等の病変部の状態を特に視認する場合には、励起光を光量100%に設定された抵抗値を持つ固定抵抗器R64を選定し、励起光が強めに照射されるようにし、照明光については、光量2%に設定された抵抗値を持つ固定抵抗器R51を選定する。これによって、病変部周辺の正常組織は暗くなるが、蛍光を発する病変部の分布が明瞭に視認できる。

また、病変部周辺の正常組織に注目する場合には、励起光の光量100%に対応する固定抵抗器R64をロータリスイッチSW2で選定し、照明光の光量35%に対応する固定抵抗器R52をロータリスイッチSW41で選定する。これによって、蛍光を発する病変部の位置を認識しつつ、正常組織の状況をも視認することができる。また、病変部と病変部周辺の正常組織とを自然な色調で視認することもできる。なお、上記の光量2%、35%、75%、100%は、一例であり、適切な光量を設定すればよい。

こうすれば、照明光の中に蛍光が埋もれることなく、病変部と病変部周辺の正常組織が同時に明瞭に視認できる。なお、照射手段における照明光と励起光の光量バランスを切り換える光量調整手段として、上記では、ロータリスイッチと固定抵抗器とを用いて構成したが、これに限られるものではなく、周知の様々な回路を使用することができる。

図56乃至58の実施例では、L1を照明光照射用の発光素子、L2を励起光照射用の発光素子として説明したが、図54の各発光

素子 L 1 乃至 L 4 のそれぞれに、図 5 6 で説明した可変抵抗器や、図 5 7 で説明した可変抵抗器及び固定抵抗器や、図 5 8 で説明したロータリースイッチ及び固定抵抗器を接続して、L 1 乃至 L 4 を各個独立に光量調整できるようにしてもよい。

この場合、白色光を発光する L E D と励起光を発光する L E D の間での光量調整も、互いに波長の異なる励起光を発光する複数の L E D の間での光量調整も、白色光を発光する L E D と、波長の異なる励起光を発光する複数の L E D 全ての間での光量調整も可能となる。

また、症例や使用目的に合わせて、照明用光源の光量と励起光光源の光量との組み合わせを事前に任意に設定しておき、症例や使用目的に応じた選択スイッチを選択することによって、照明光光源を任意に設定した光量と励起光光源とを任意に設定した光量になるようにしたセットで、切り換えるようにしても良い。

次に、歯科診療装置に備えられた光照射手段によって照射できる照明光と励起光の照射については、種々のパターンがあり、その具体的なパターン例を、以下に示した。ここでは、照明光として、白色光が選択された例である。

- a) 白色光光源と励起光光源の 1 種類を備える場合、白色光光源のみ又は励起光光源のみに切り換えて、白色光又は励起光を照射する。
- b) 白色光光源と励起光光源の 1 種類を備える場合、白色光光源のみ又は励起光光源のみを光量調節して、白色光と励起光を照射する。このとき、いずれかに切り換えて光量調節しても、或いは、同時に双方を照射して一方を光量調節しても良い。
- c) 白色光光源と励起光光源の 1 種類を備える場合、白色光光源と励起光光源を同時に点灯駆動して、双方を光量調節して、白色光と

励起光を照射する。このとき、個別に光量調節しても、或いは、比例した量で光量調節しても良い。

d) 励起光光源の複数種を備える場合、励起光光源の一つに切り換えて、励起光を照射する。

e) 励起光光源の複数種を備える場合、励起光光源の一つのみについて光量調節して、複数の励起光を照射する。このとき、いずれかに切り換えて光量調節しても、或いは、同時に双方を照射して一方を光量調節しても良い。

f) 励起光光源の複数種を備える場合、複数種の励起光光源を同時に点灯駆動して複数種の励起光を照射し、各々を光量調節する。このとき、個別に光量調節しても良く、或いは、比例した量で光量調節しても良い。

g) 白色光光源と複数種の励起光光源を備える場合、a) 乃至 f) の照射パターンを組み合わせることができる。

## 請 求 の 範 囲

1. 口腔内の異変部を診療する診療具を備える、又は装着できる先端部を有するインスツルメントと、

前記先端部又は前記先端部の近傍に配置された光源を有する光照射手段とを有し、

前記光源から前記異変部を特徴的に抽出させる光を励起する励起光を、前記異変部に向けて照射する歯科診療装置。

2. 前記励起光の波長は、 $405 \pm 50 \text{ nm}$ の近紫外線領域、 $470 \pm 30 \text{ nm}$ の青色領域、 $700 \pm 100 \text{ nm}$ の赤色領域、赤外線領域、又は、近赤外線領域のいずれかから選択されることを特徴とする請求項1に記載の歯科診療装置。

3. 前記光照射手段は、前記励起光を放出する光源と、前記口腔内に照明光を放出する光源とを含むことを特徴とする請求項1に記載の歯科診療装置。

4. 前記光照射手段は、前記励起光と前記照明光を同時に放出できることを特徴とする請求項3に記載の歯科診療装置。

5. 前記光照射手段は、前記励起光と前記照明光を選択的に放出でき、又は前記励起光と前記照明光を同時に放出できることを特徴とする請求項3に記載の歯科診療装置。

6. 前記照明光は、白色光であることを特徴とする請求項3に記載の歯科診療装置。

7. 前記光照射手段が有する光源が、発光ダイオード又は半導体レーザダイオードによる発光素子を含むことを特徴とする請求項1に記載の歯科診療装置。

8. 前記光照射手段が有する光源は、白色光を放出する発光素子を含むことを特徴とする請求項7に記載の歯科診療装置。

9. 前記光照射手段は、前記励起光を放出する光源と、口腔内に照明光を放出する光源とを含み、前記励起光と前記照明光を同時に放出できることを特徴とする請求項8に記載の歯科診療装置。

10. 前記光照射手段は、前記光源に係る放出光量を可変調節されることを特徴とする請求項7又は8に記載の歯科診療装置。

11. 前記光照射手段は、放出する光の波長域が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を切り換えて一つの波長域の光を照射することができ、或いは、少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節することができることを特徴とする請求項7に記載の歯科診療装置。

12. 前記光照射手段は、励起光を放出する励起光光源と白色光を放出する白色光光源とを含み、該励起光光源と該白色光光源とを切り換えて前記励起光と前記白色光のどちらかを照射することができ、或いは、少なくとも一方の光源に係る放出光量を可変調節することを特徴とする請求項11に記載の歯科診療装置。

13. 前記光照射手段は、放出する励起光の波長域が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を切り換えて一つの波長域の励起光を照射することができ、或いは、少なくとも一つの光源に係る励起光の放出光量を可変調節することができることを特徴とする請求項11に記載の歯科診療装置。

14. 前記光照射手段は、波長域が異なる励起光を放出する励起光光源と白色光を放出する白色光光源とを含み、前記複数の励起光光源と前記白色光光源とを切り換えて前記励起光と前記白色光とを照射することができ、或いは、前記複数の励起光光源と前記白色光光源の少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節することを特徴とする請求項11に記載の歯科診療装置。

15. 前記光照射手段の光源は、ハロゲンランプ、キセノンラン



プ、ナトリウムランプ、メタルハライドランプ、水銀ランプ又はブラックライトランプのいずれか一つの発光素子を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

16. 前記光照射手段は、前記光源から放出される光から所定波長の光を選択する光学フィルタを有することを特徴とする請求項 15 に記載の歯科診療装置。

17. 前記所定波長の光は、特性の異なる前記フィルタの交換によって選択されることを特徴とする請求項 16 に記載の歯科診療装置。

18. 前記光照射手段は、前記光源から放出される光の放出光量を可変調節することを特徴とする請求項 15 に記載の歯科診療装置。

19. 前記光照射手段は、放出する光の波長が異なる複数の光源を含み、該複数の光源を順次切り換えて光の放出を選択し、異なった波長の前記光を時分割で順次照射することを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

20. 前記光照射手段は、光源と、該光源からの前記励起光を前記異変部に向けて照射する照射部を含み、前記照射部は、前記診療具又は該診療具の装着部の近傍に取り付けられることを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

21. 前記励起光が、前記診療具を囲む周辺部位から前記異変部に向けて照射されることを特徴とする請求項 20 に記載の歯科診療装置。

22. 前記光照射手段が有する光源は、前記先端部とは別体に形成された別体部材に設けられ、

前記別体部材は、前記先端部と着脱自在に係合でき、該先端部と係合されたとき、前記光源に給電する接続部材を有することを特徴

とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

23. 治療用レーザー光を照射する前記診療具が前記先端部に備えられ、

前記光照射手段の光源が、前記先端部に配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

24. 前記光照射手段は、前記励起光と前記治療用レーザー光とを、時分割で前記異変部に照射することを特徴とする請求項 23 に記載の歯科診療装置。

25. 前記光照射手段の有する光源からの前記励起光を前記異変部に向けて照射する照射部、又は、前記光照射手段の有する光源が、前記インスツルメントの先端部に着脱自在に装着できる装着部材を有するアダプタに備えられることを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

26. 前記光源は、複数の発光素子を含み、

前記複数の発光素子が、前記アダプタの端面部に並置されていることを特徴とする請求項 25 に記載の歯科診療装置。

27. 前記アダプタは、前記インスツルメントの先端部に着脱自在に嵌め込まれるリング形状を有することを特徴とする請求項 25 に記載の歯科診療装置。

28. 前記アダプタは、前記光源を駆動操作する操作部を備えていることを特徴とする請求項 25 に記載の歯科診療装置。

29. 前記アダプタは、前記光源を駆動する電源を備えていることを特徴とする請求項 28 に記載の歯科診療装置。

30. 前記電源は、一次電池又は二次電池であることを特徴とする請求項 29 に記載の歯科診療装置。

31. 前記光源を駆動する電源は、前記アダプタと分離して設けられることを特徴とする請求項 25 に記載の歯科診療装置。

32. 前記電源は、前記インスツルメントの本体に着脱自在に装着されることを特徴とする請求項31に記載の歯科診療装置。

33. 前記光源を駆動操作する操作部が、前記インスツルメントの本体に着脱自在に装着されることを特徴とする請求項25に記載の歯科診療装置。

34. 前記装着部材は、前記アダプタを前記インスツルメントの先端部に弾性的に保持することを特徴とする請求項25に記載の歯科診療装置。

35. 前記アダプタは、前記インスツルメントの本体の軸方向と直交し該本体の周辺に広がる平面を有するフィルタ板を備えることを特徴とする請求項25に記載の歯科診療装置。

36. 前記アダプタは、前記口腔内を照明する照明手段が前記インスツルメントに設けられている場合、該照明手段からの照明光を遮る位置に取り付けられることを特徴とする請求項25に記載の歯科診療装置。

37. 前記インスツルメントが、治療用レーザ光と、該治療用レーザ光の照射位置を照準するガイド光とを前記口腔内に照射できるレーザハンドピースであり、

前記励起光が、前記ガイド光に含まれることを特徴とする請求項1に記載の歯科診療装置。

38. 前記光源は、前記診療具の装着部近傍に配置された前記発光素子を含むことを特徴とする請求項7又は15に記載の歯科診療装置。

39. 前記発光素子が、前記診療具を囲む形態で配置されることを特徴とする請求項38に記載の歯科診療装置。

40. 前記発光素子が、前記診療具の装着部近傍に収納されていることを特徴とする請求項38に記載の歯科診療装置。

4 1 . 前記光照射手段が、波長の異なる光を放出する複数の光源を有し、

前記複数の光源を切り換え選択でき、或いは、少なくとも一つの光源に係る放出光量を可変調節できる操作部が、前記インスツルメントに設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の歯科診療装置。

Fig.1A

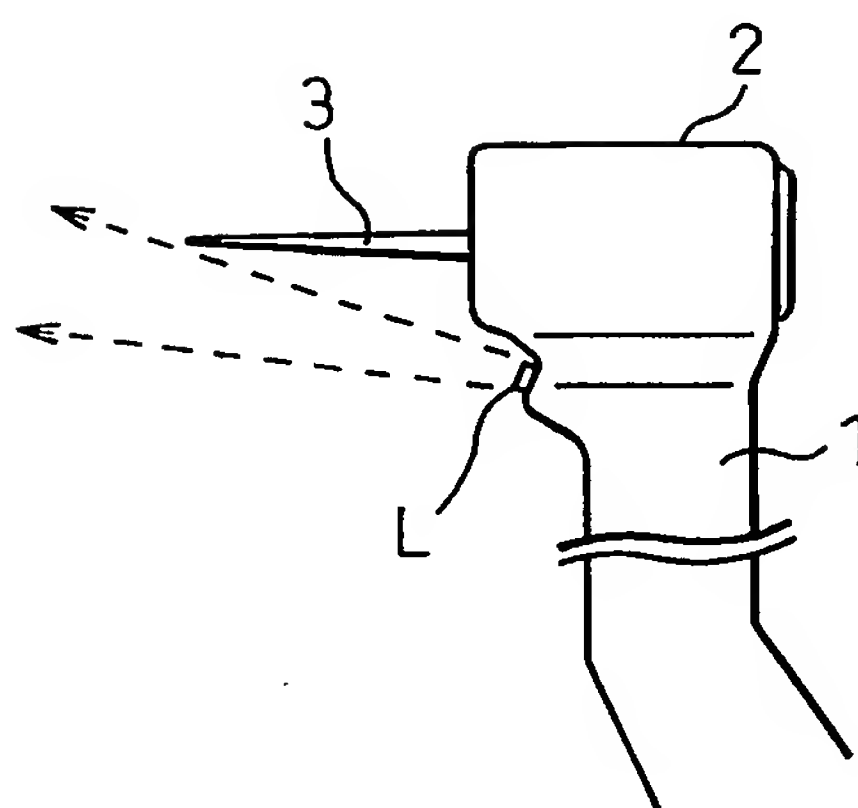


Fig.1B

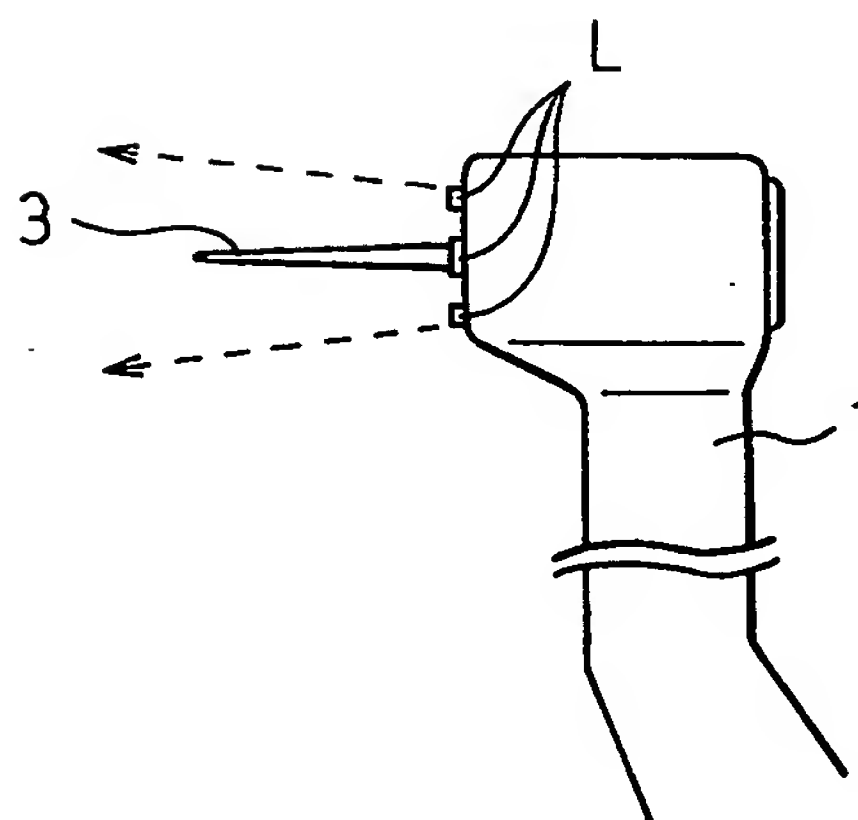




Fig.2

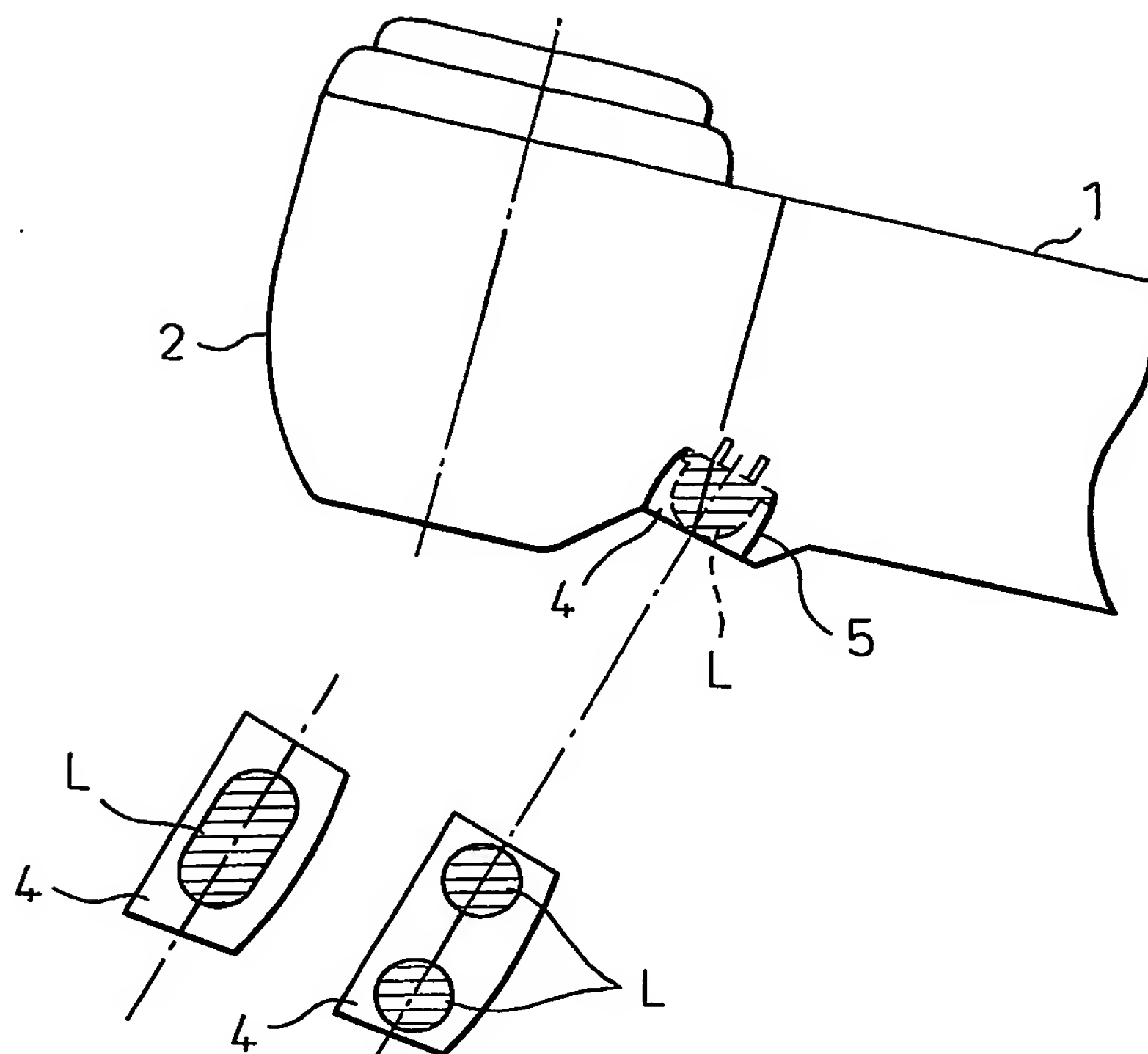


Fig.3

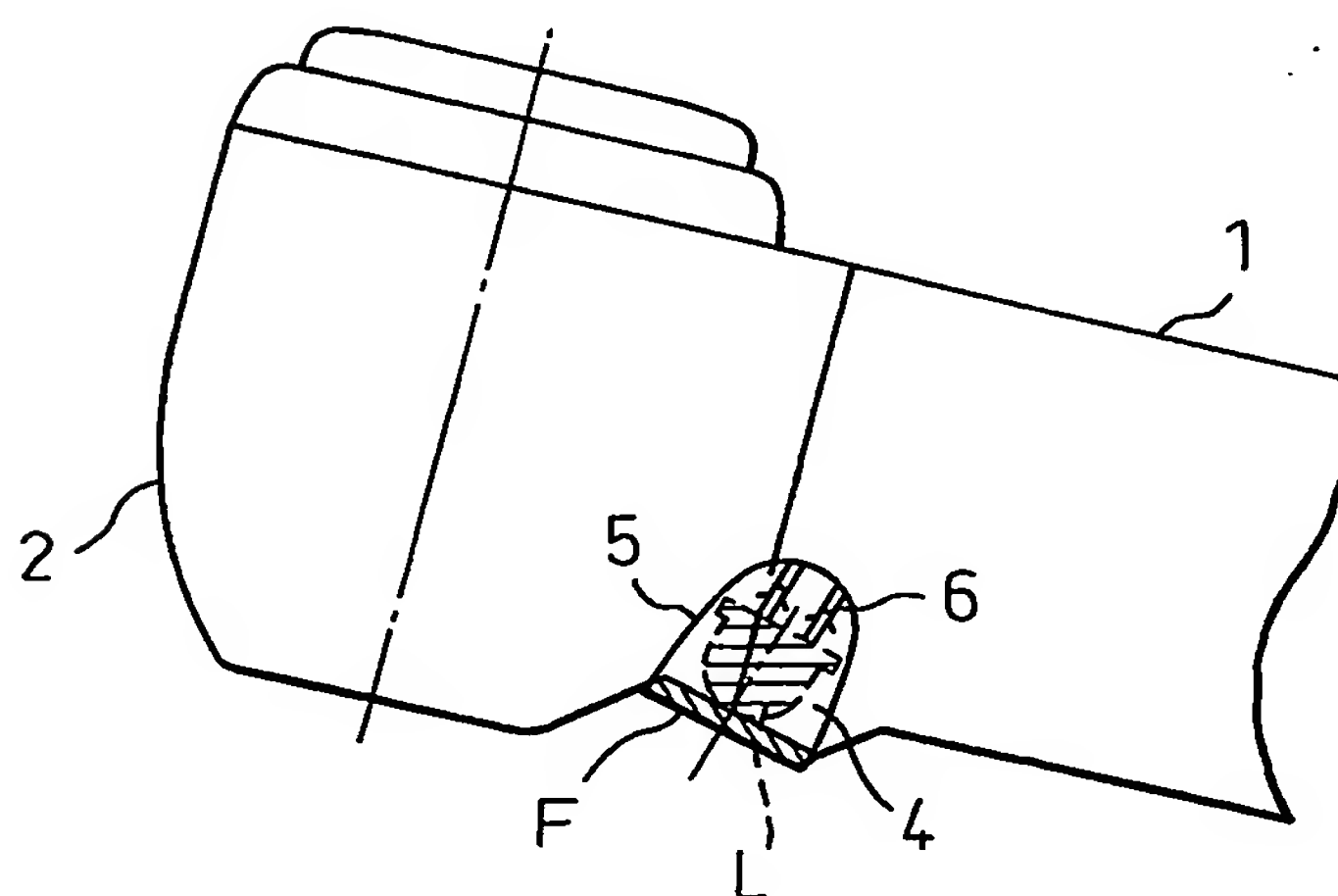


Fig. 4A

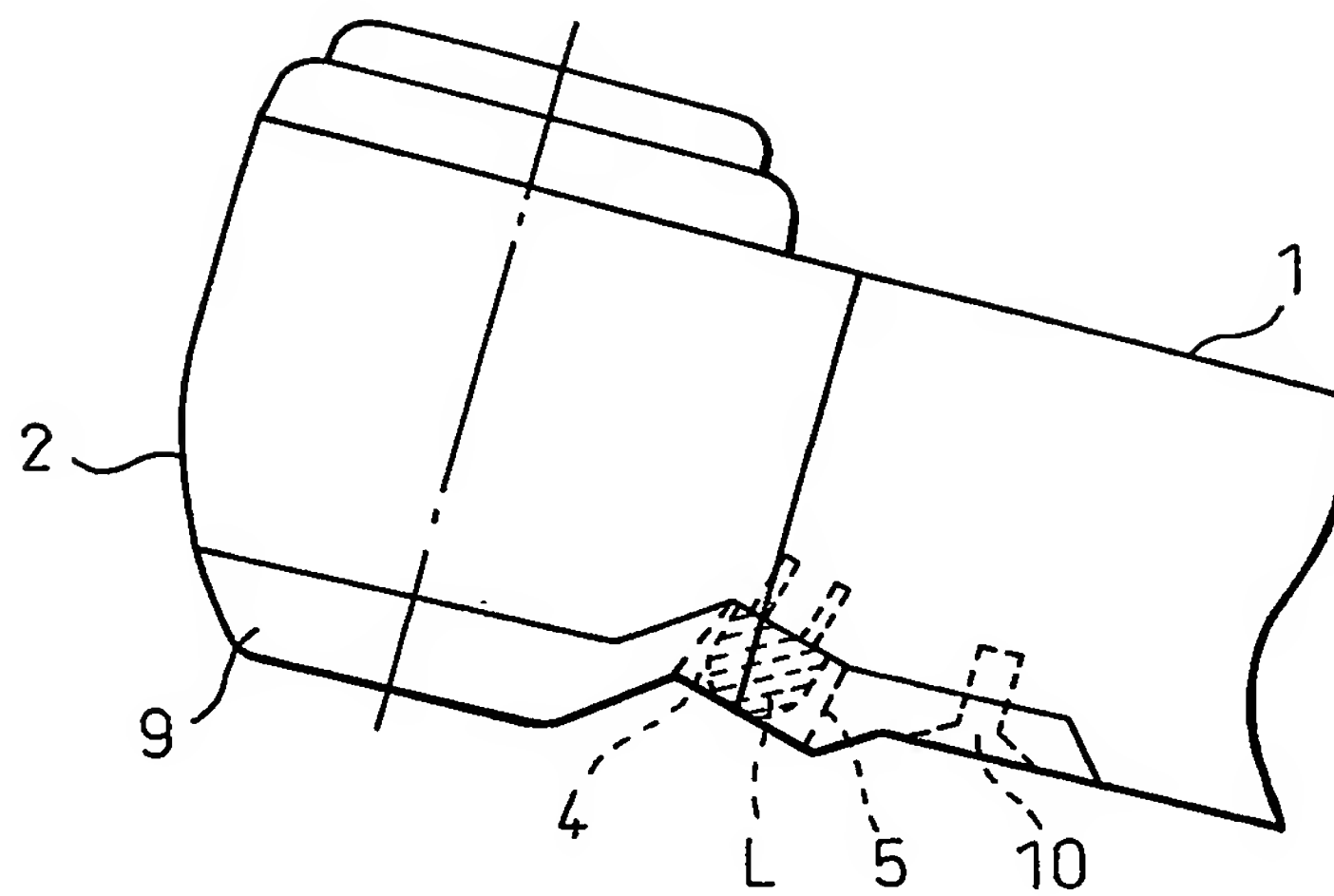


Fig. 4B

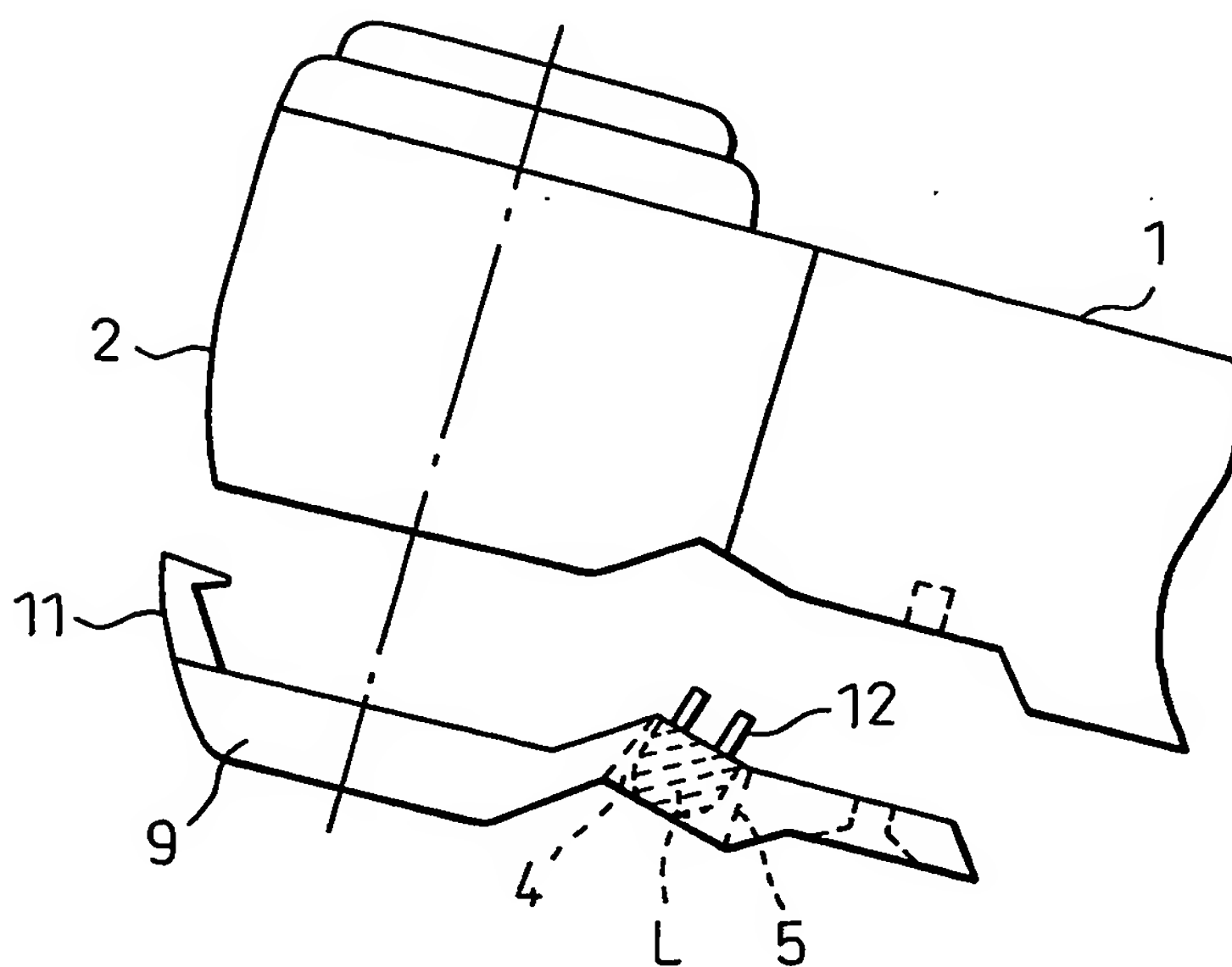


Fig.5

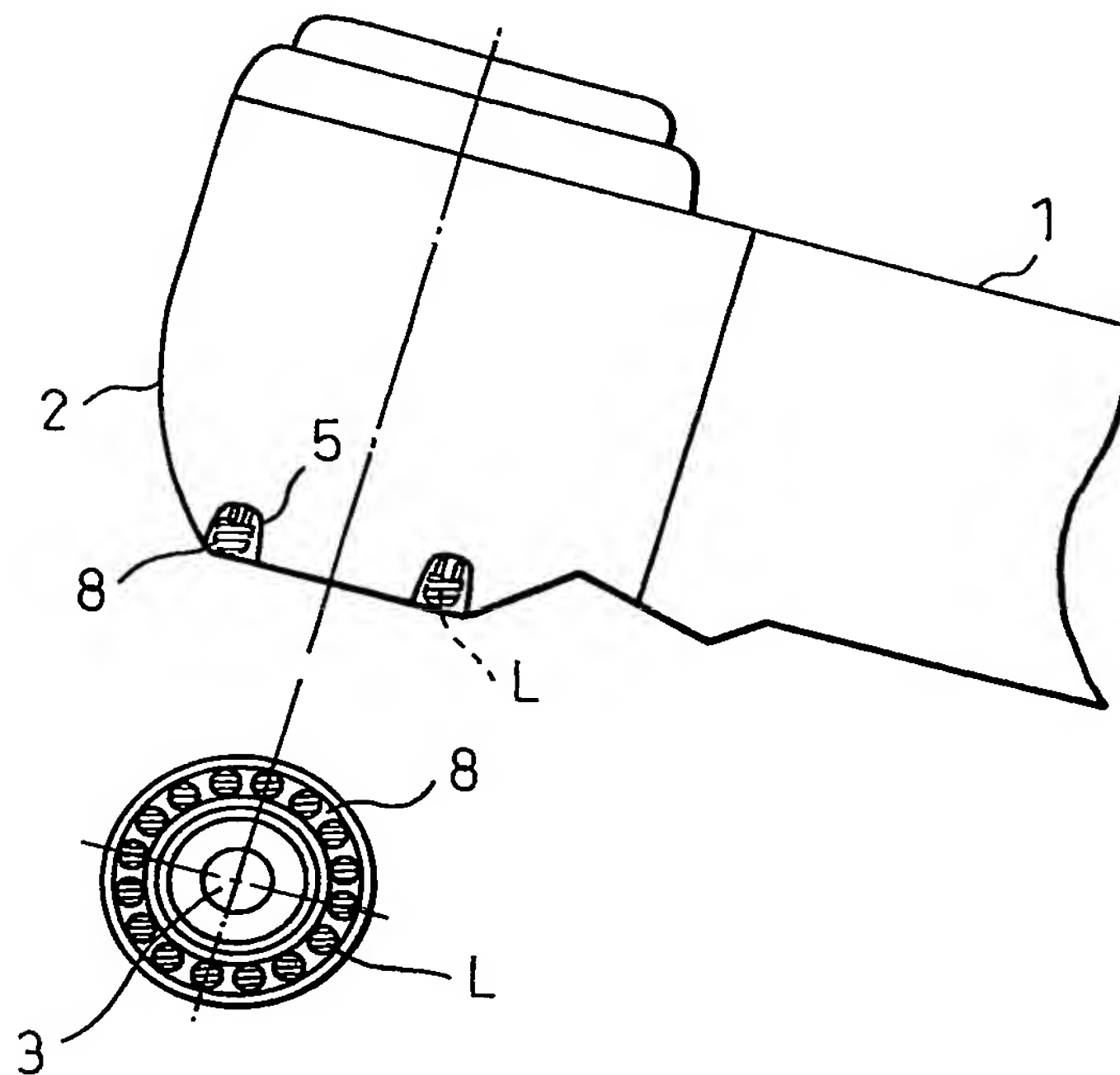


Fig.6A

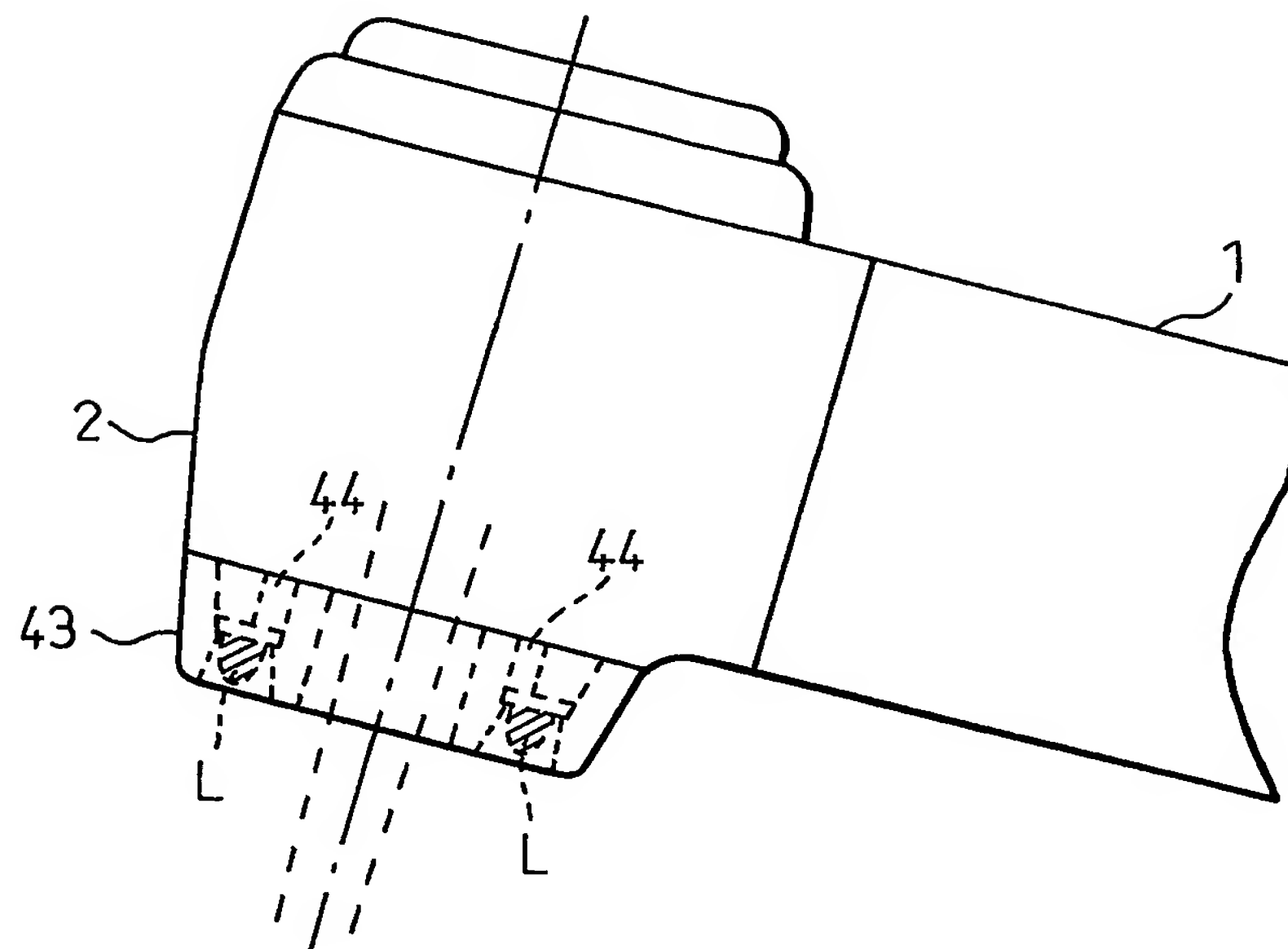


Fig.6B

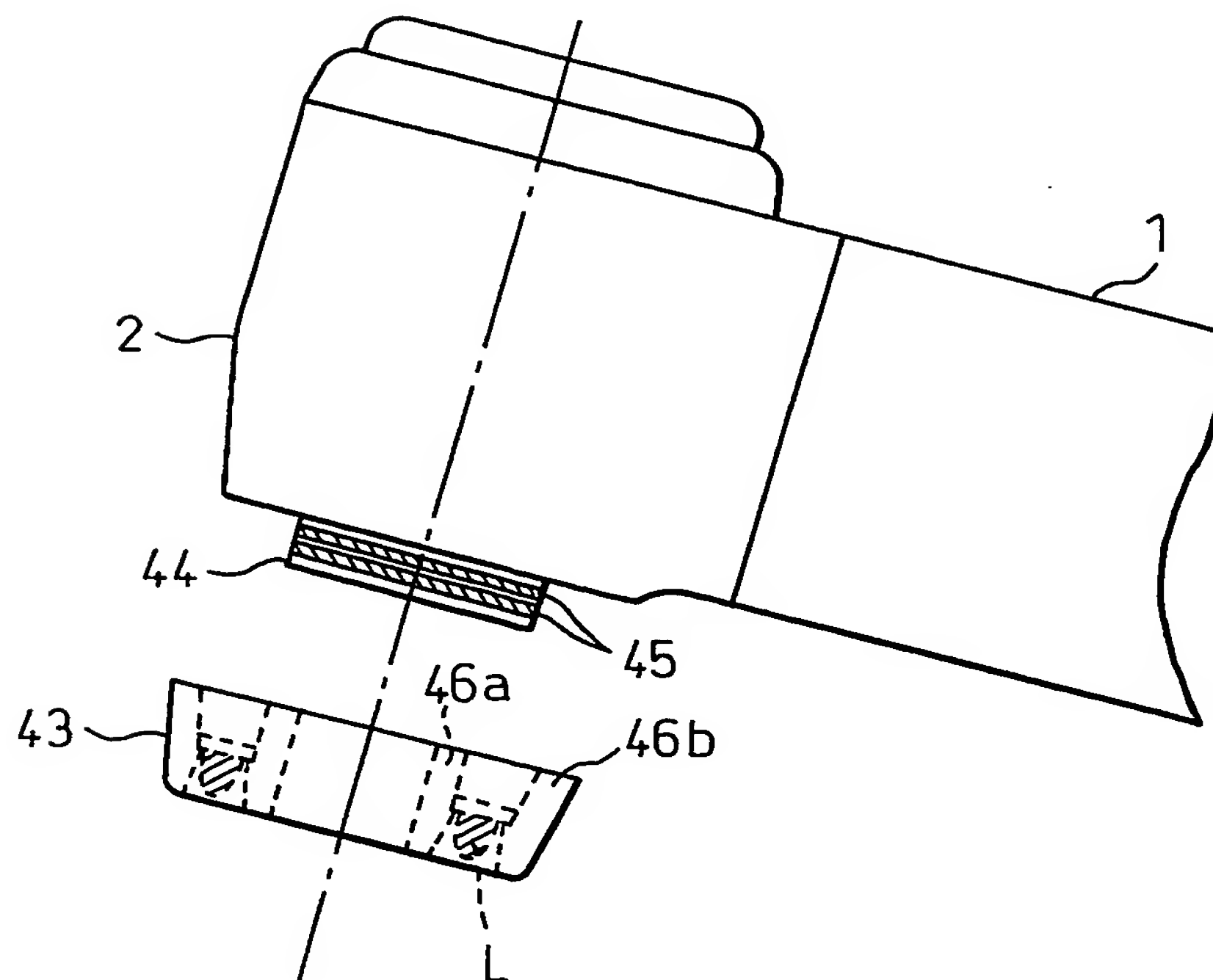


Fig.7

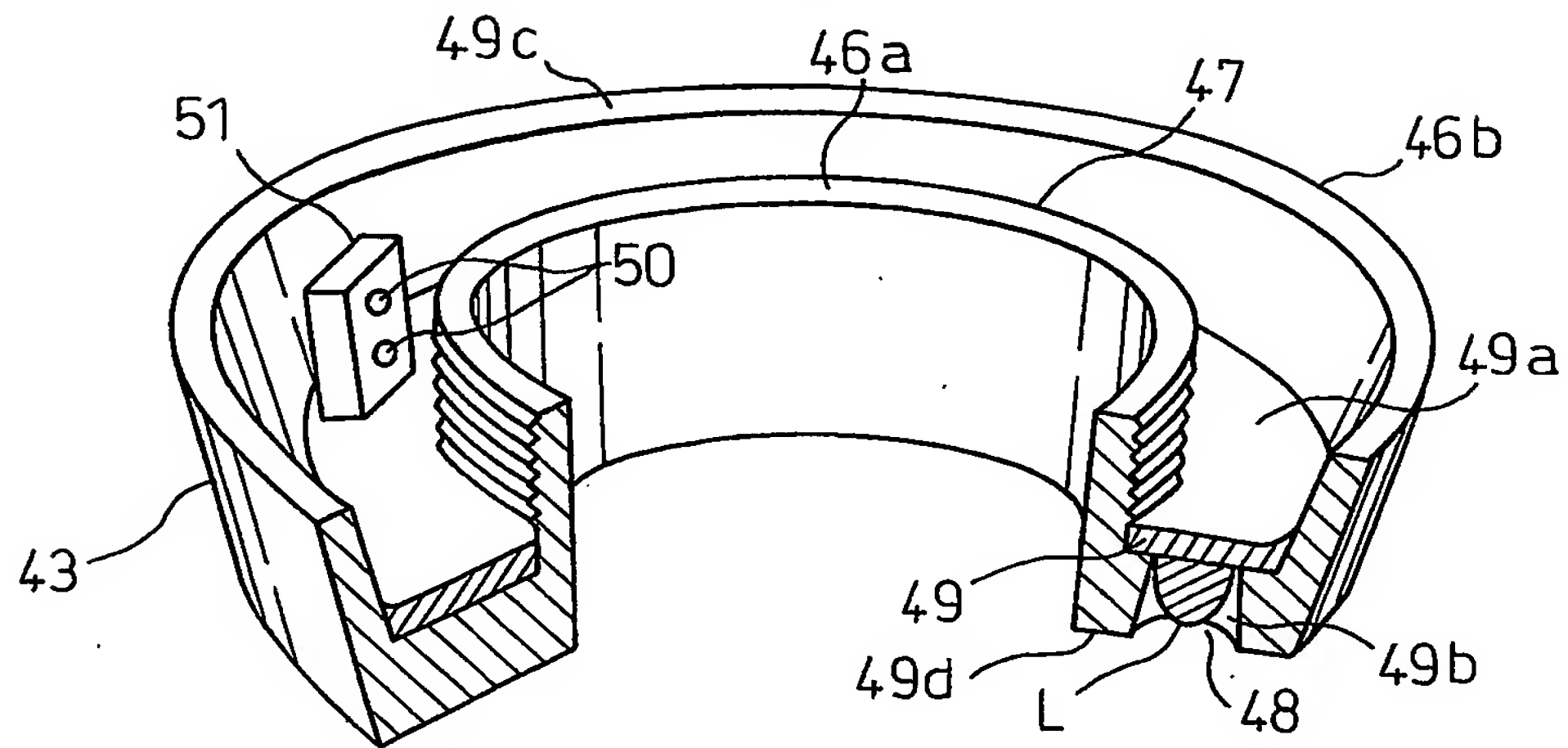


Fig. 8A

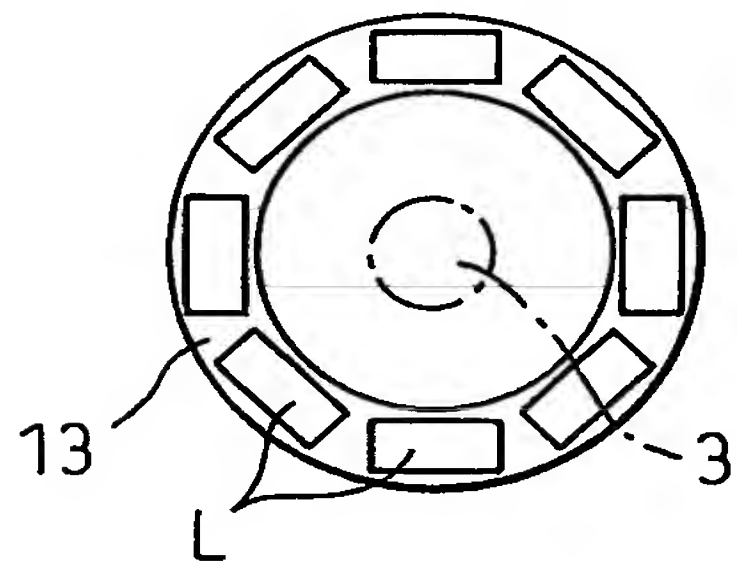


Fig. 8B

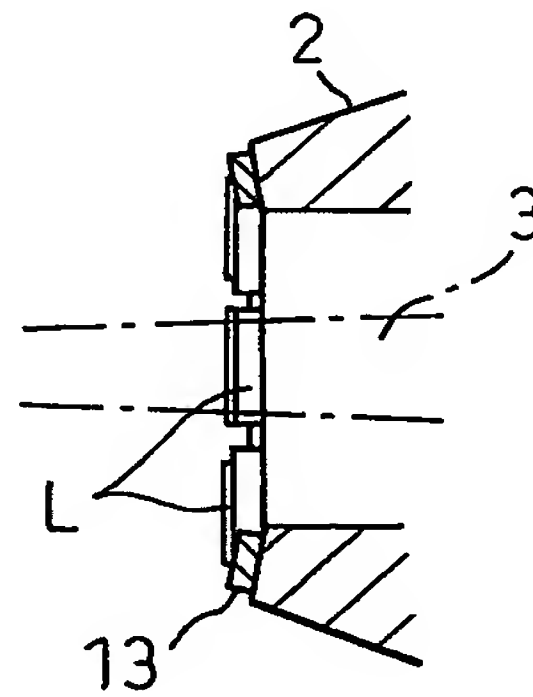


Fig. 9A

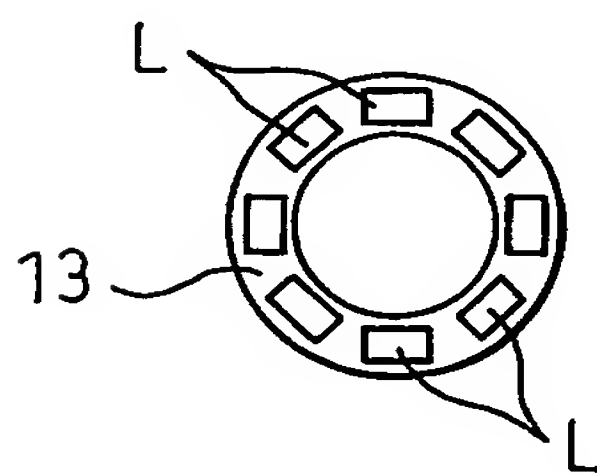


Fig. 9B

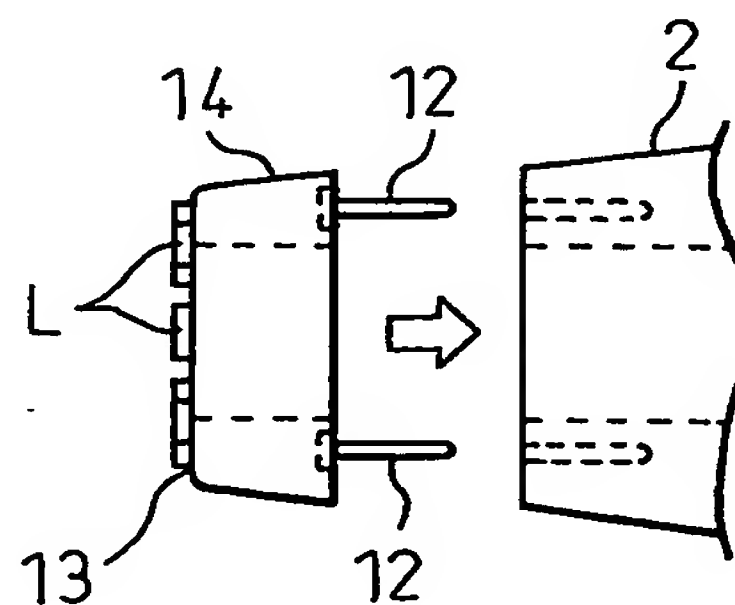




Fig. 10

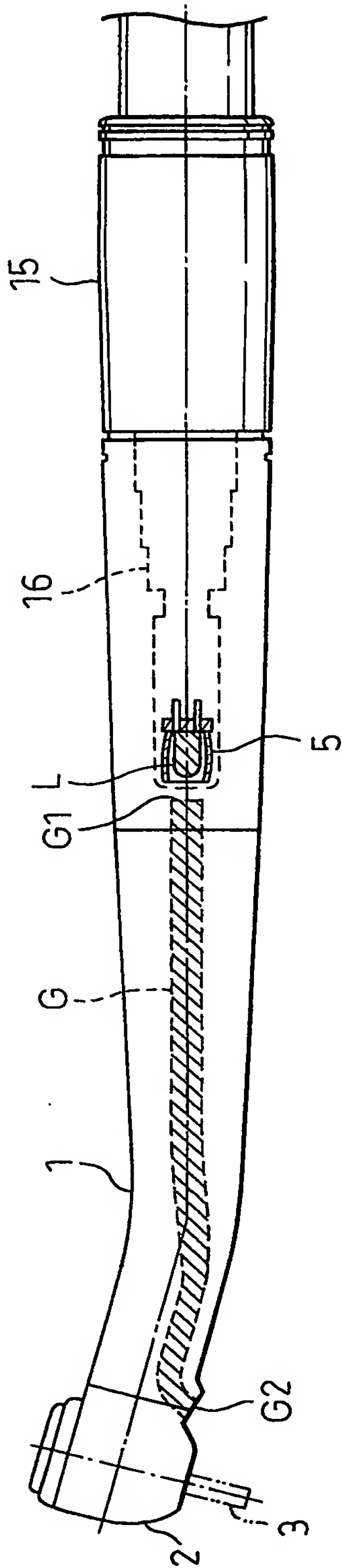


Fig.11

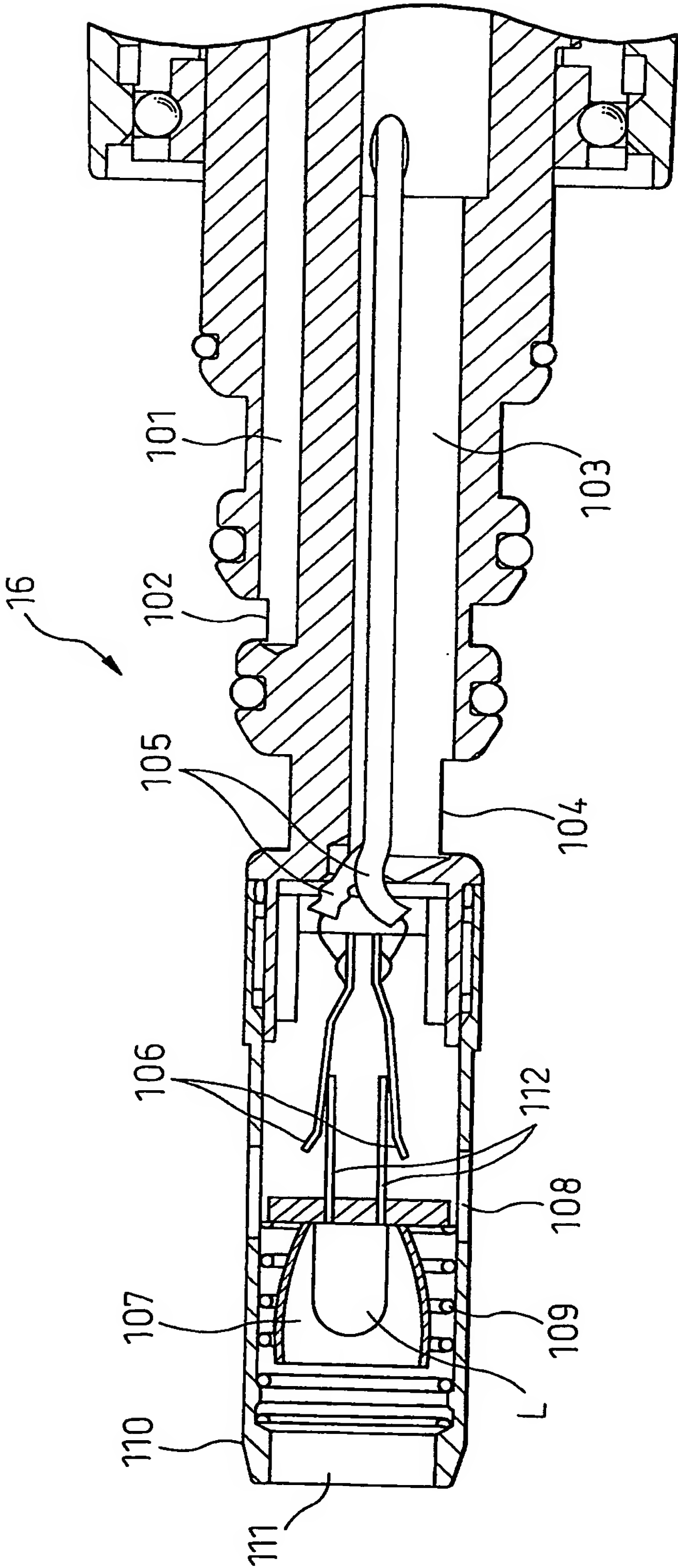




Fig.13

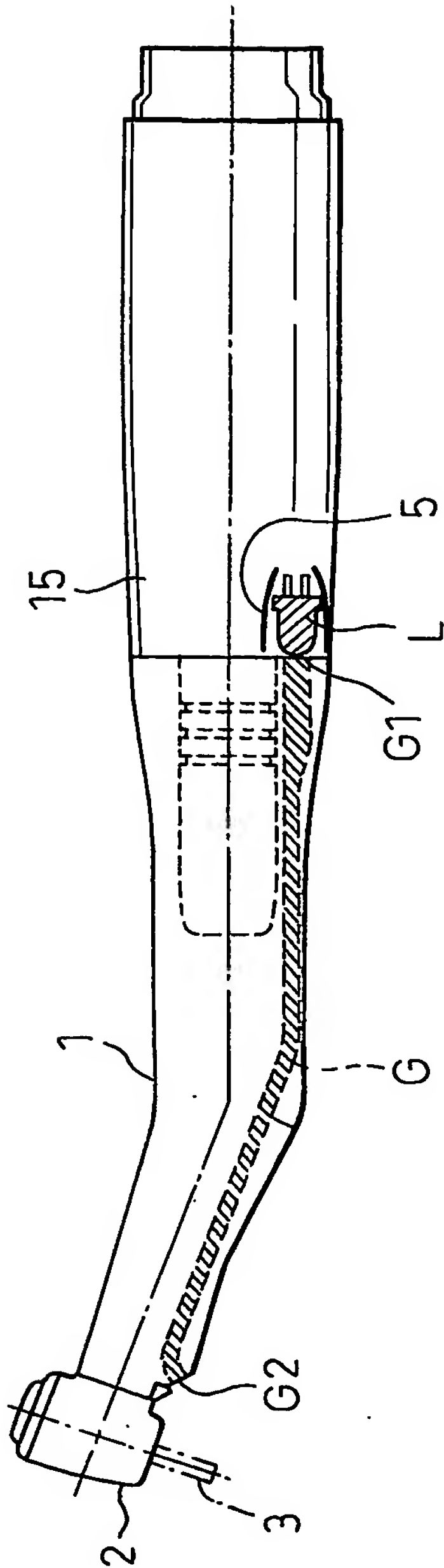


Fig.14

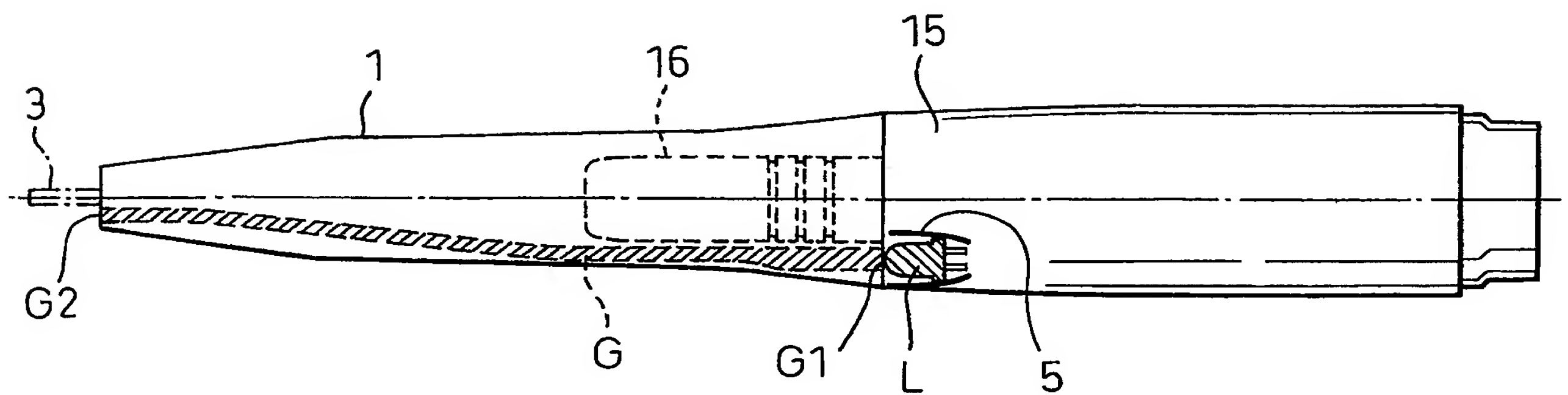




Fig.15

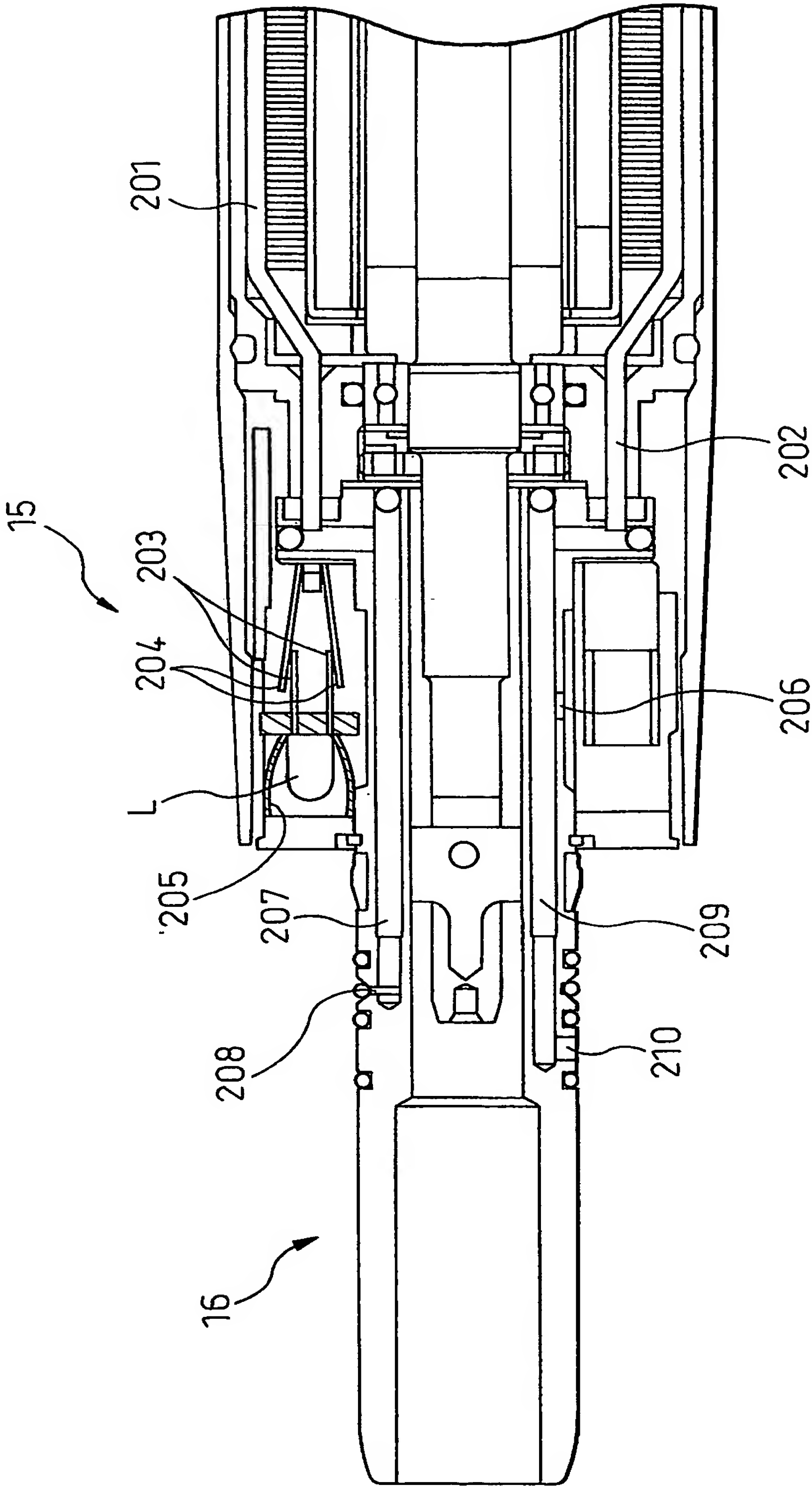


Fig.16A

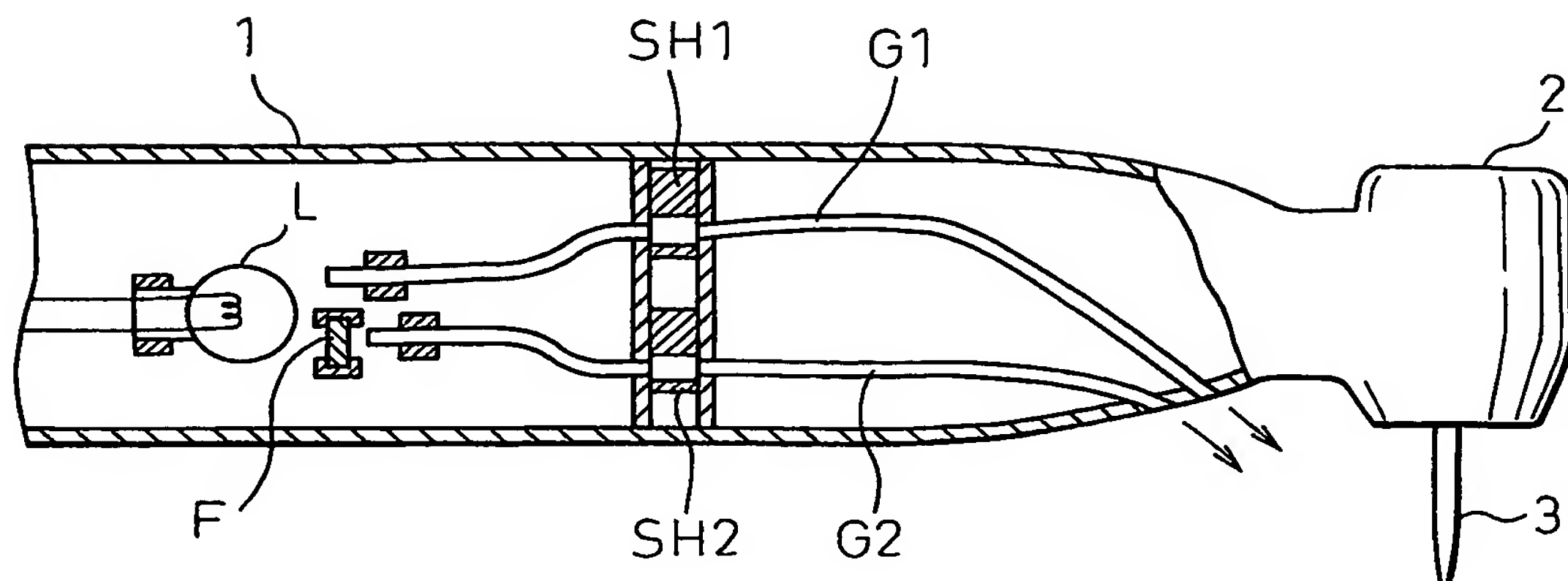


Fig.16B

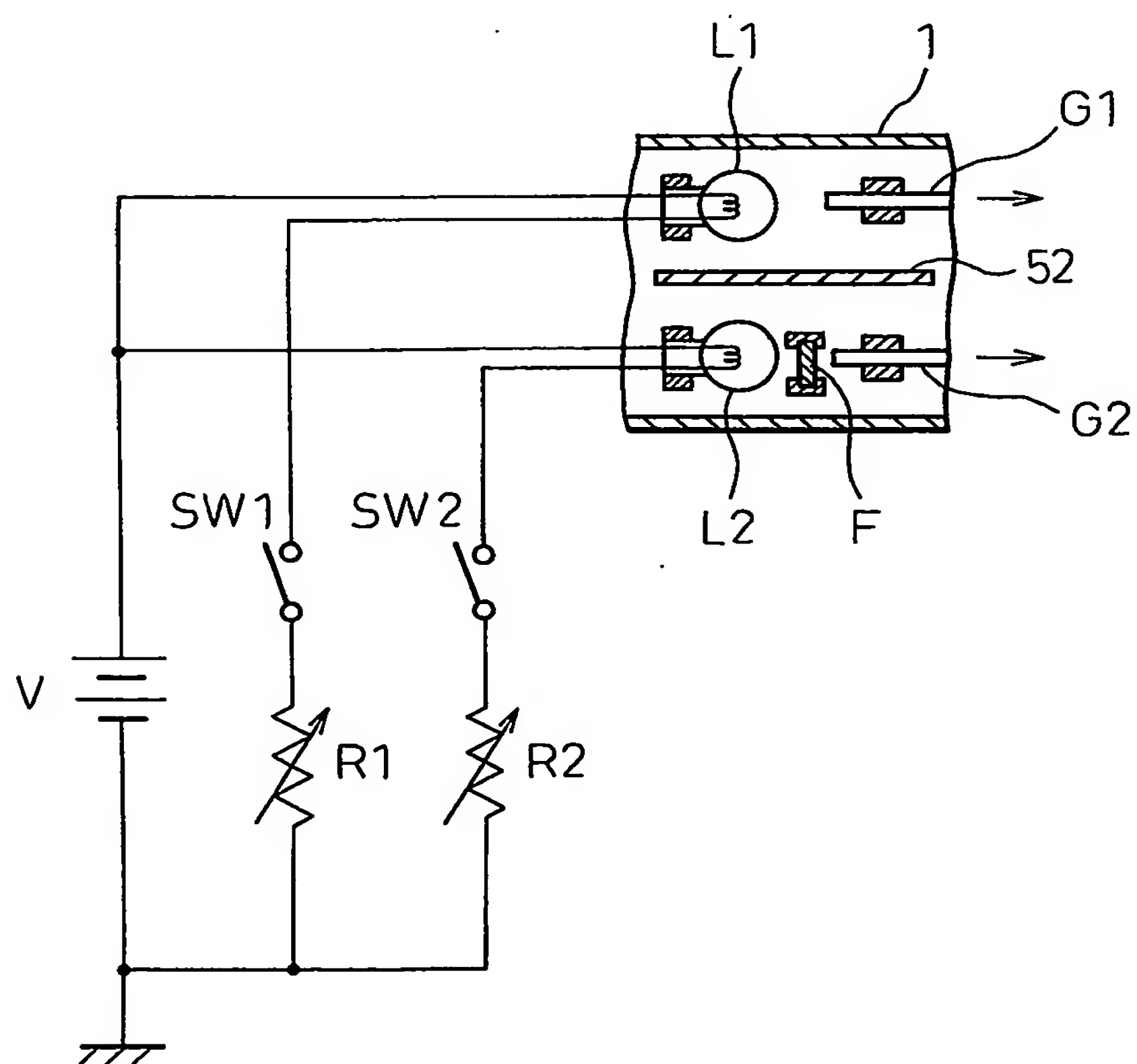


Fig.17A

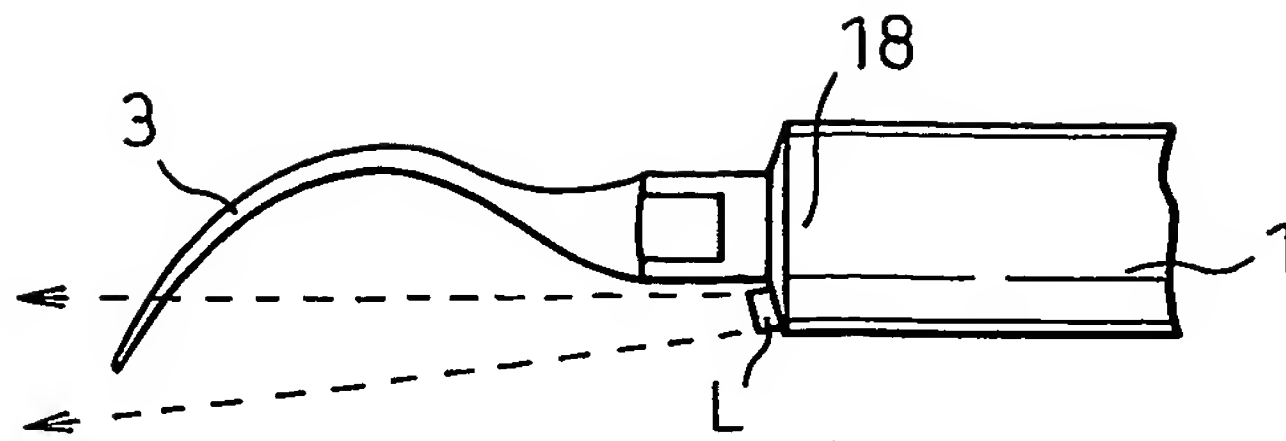


Fig.17B

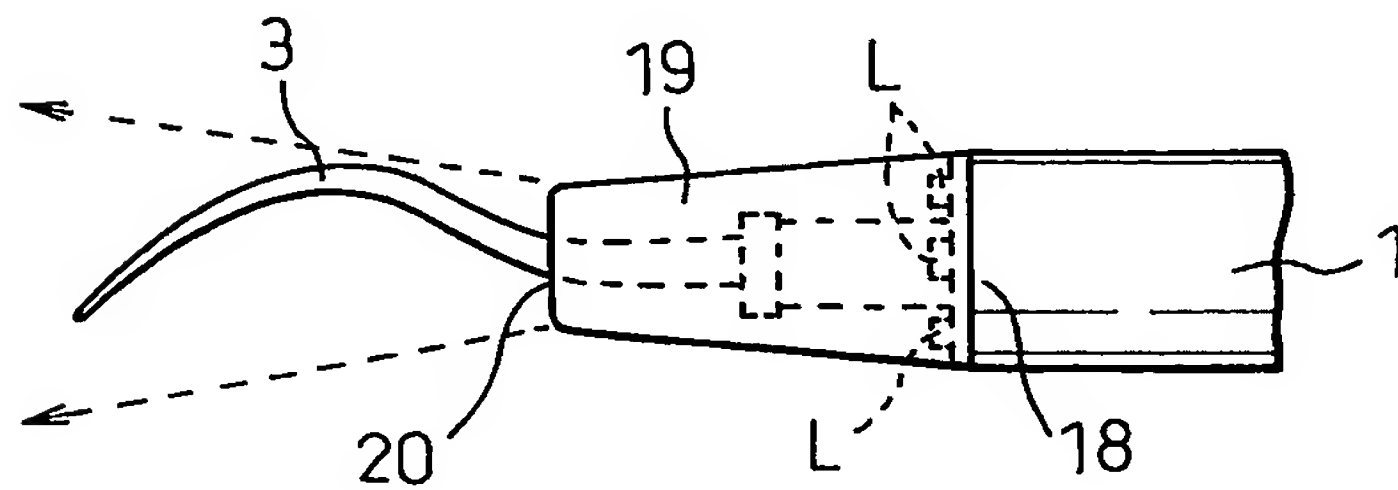


Fig.18A

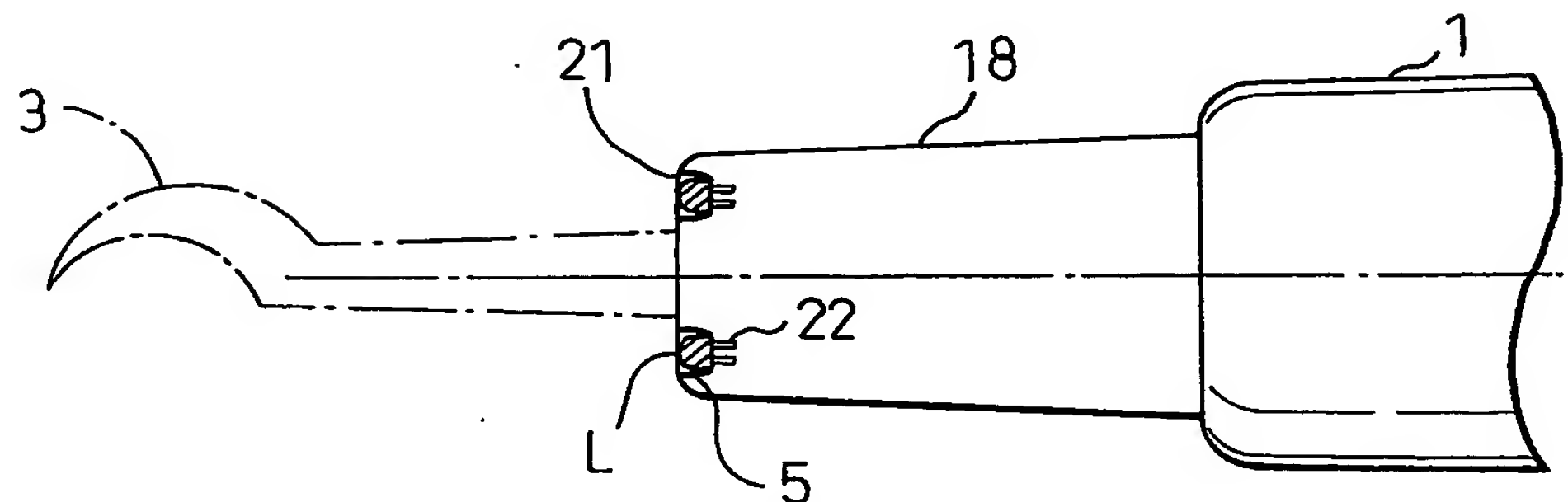


Fig.18B

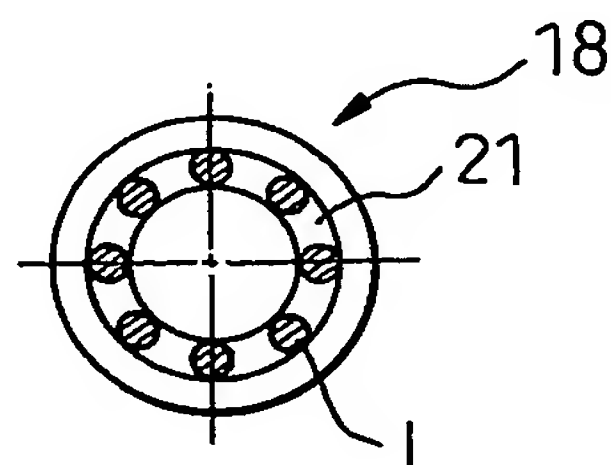


Fig.19

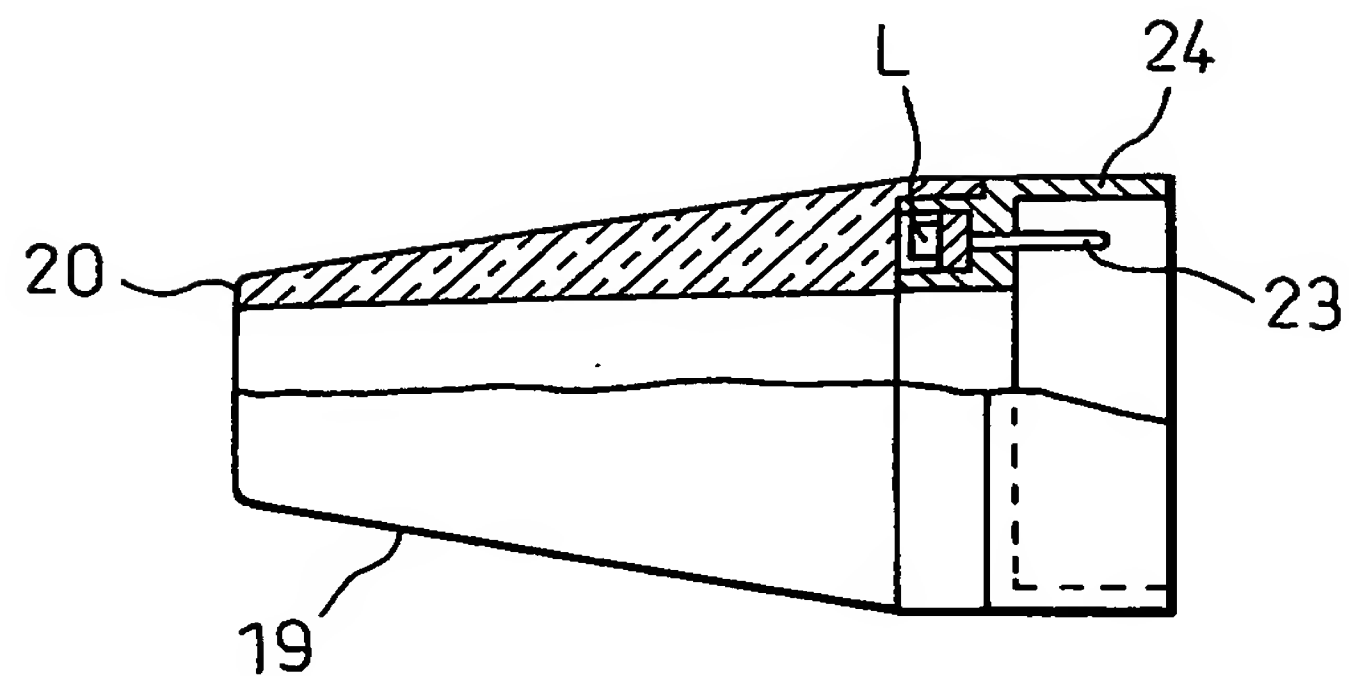


Fig.20A

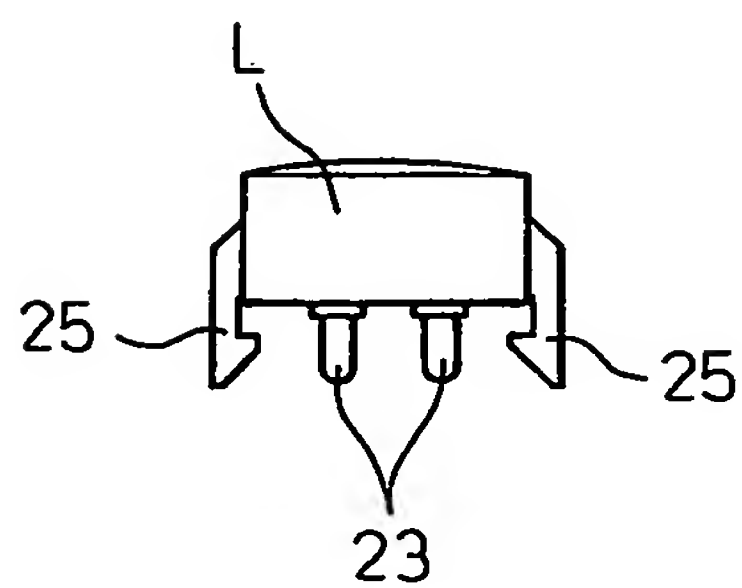


Fig.20B

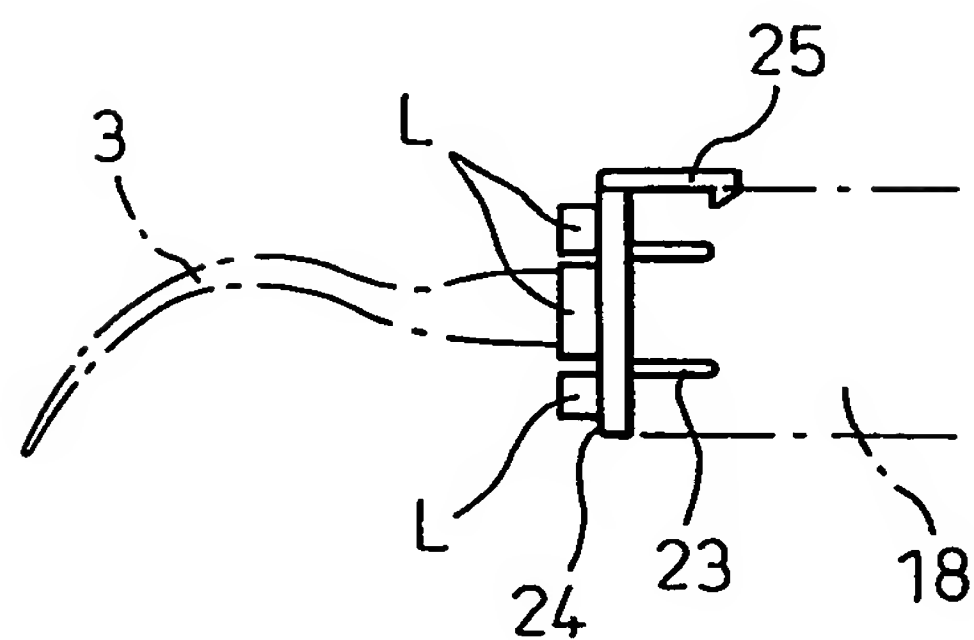


Fig. 21

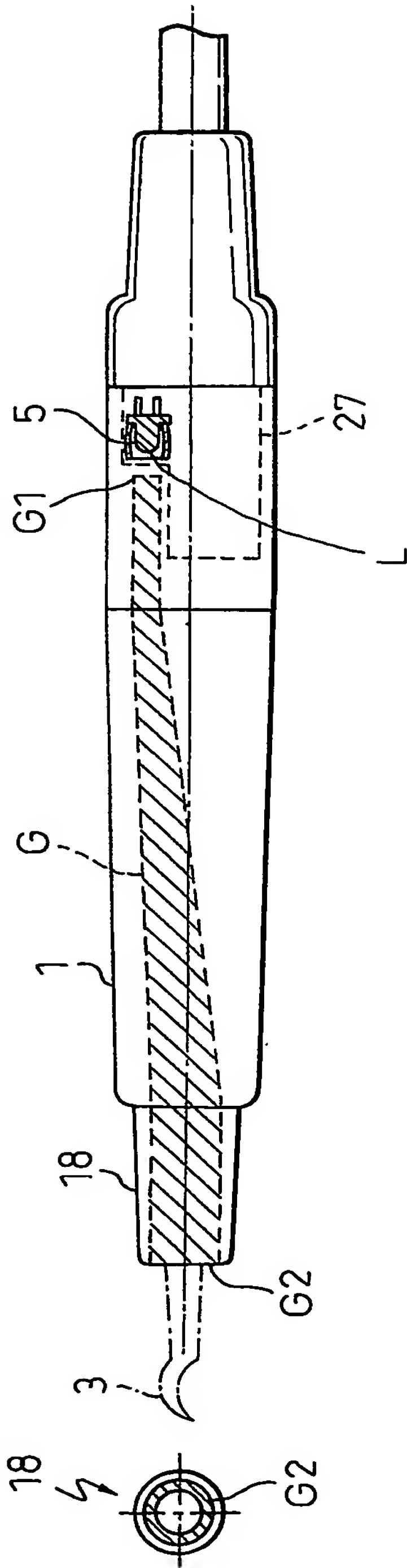




Fig.22

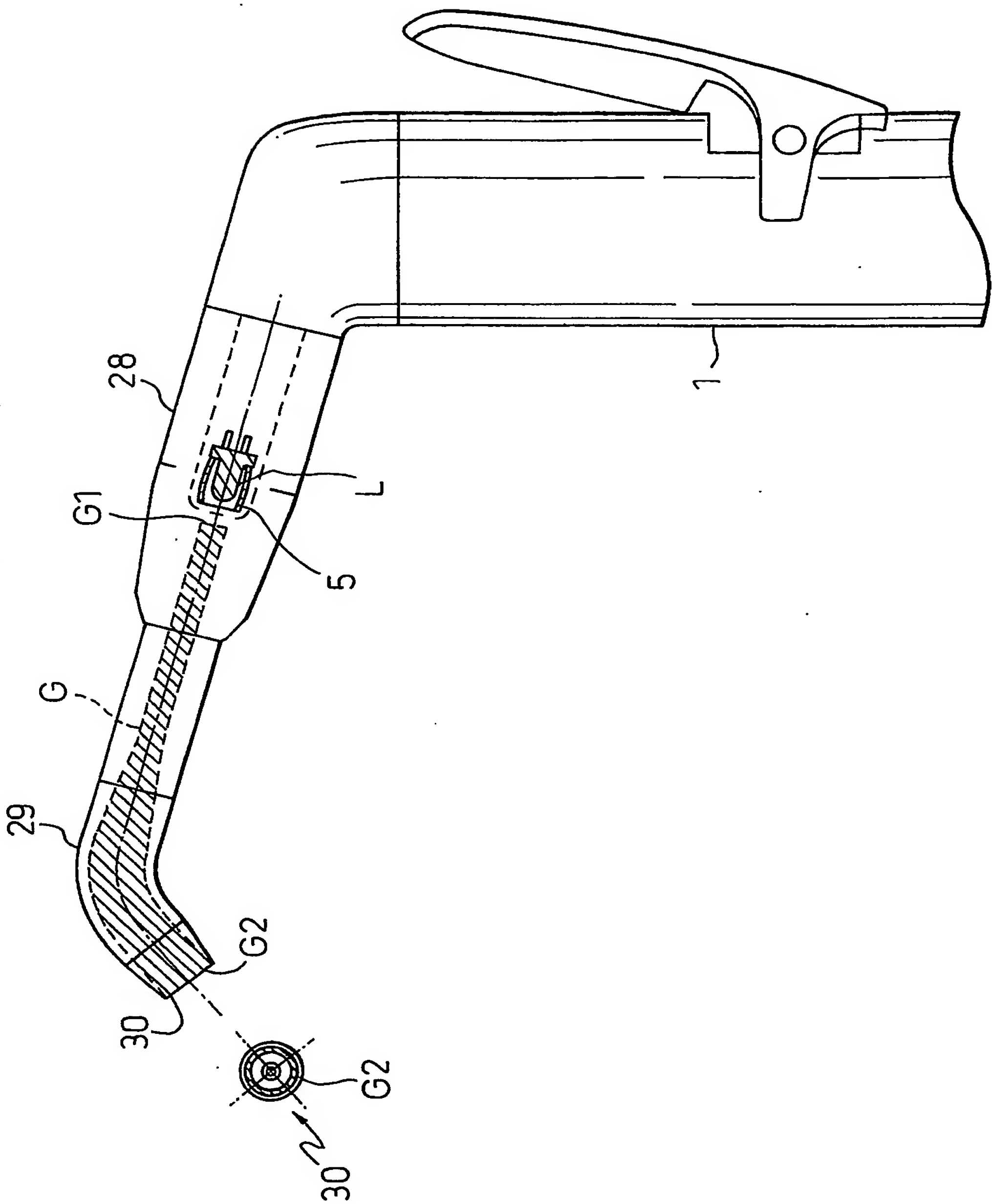


Fig. 23

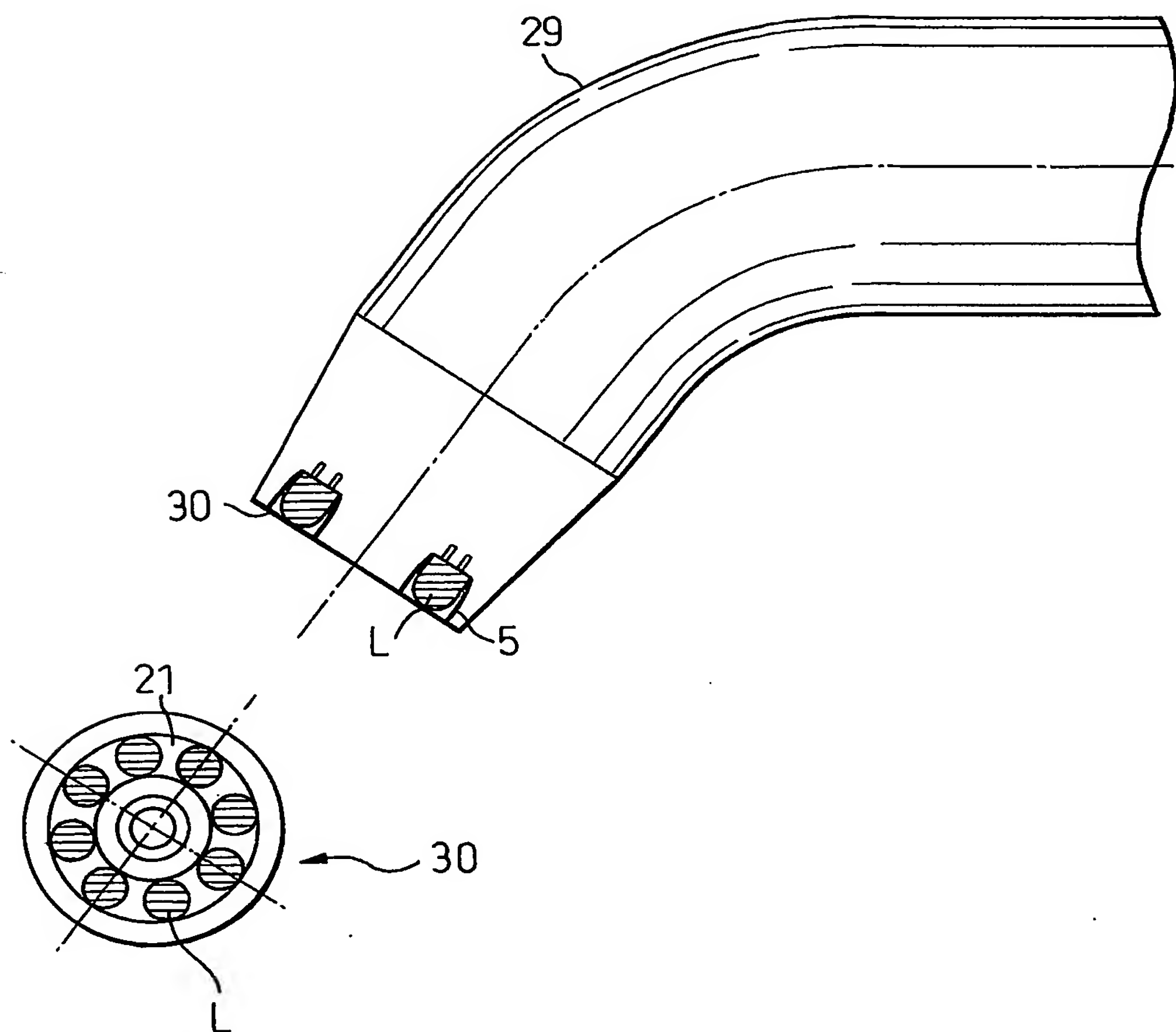


Fig. 24

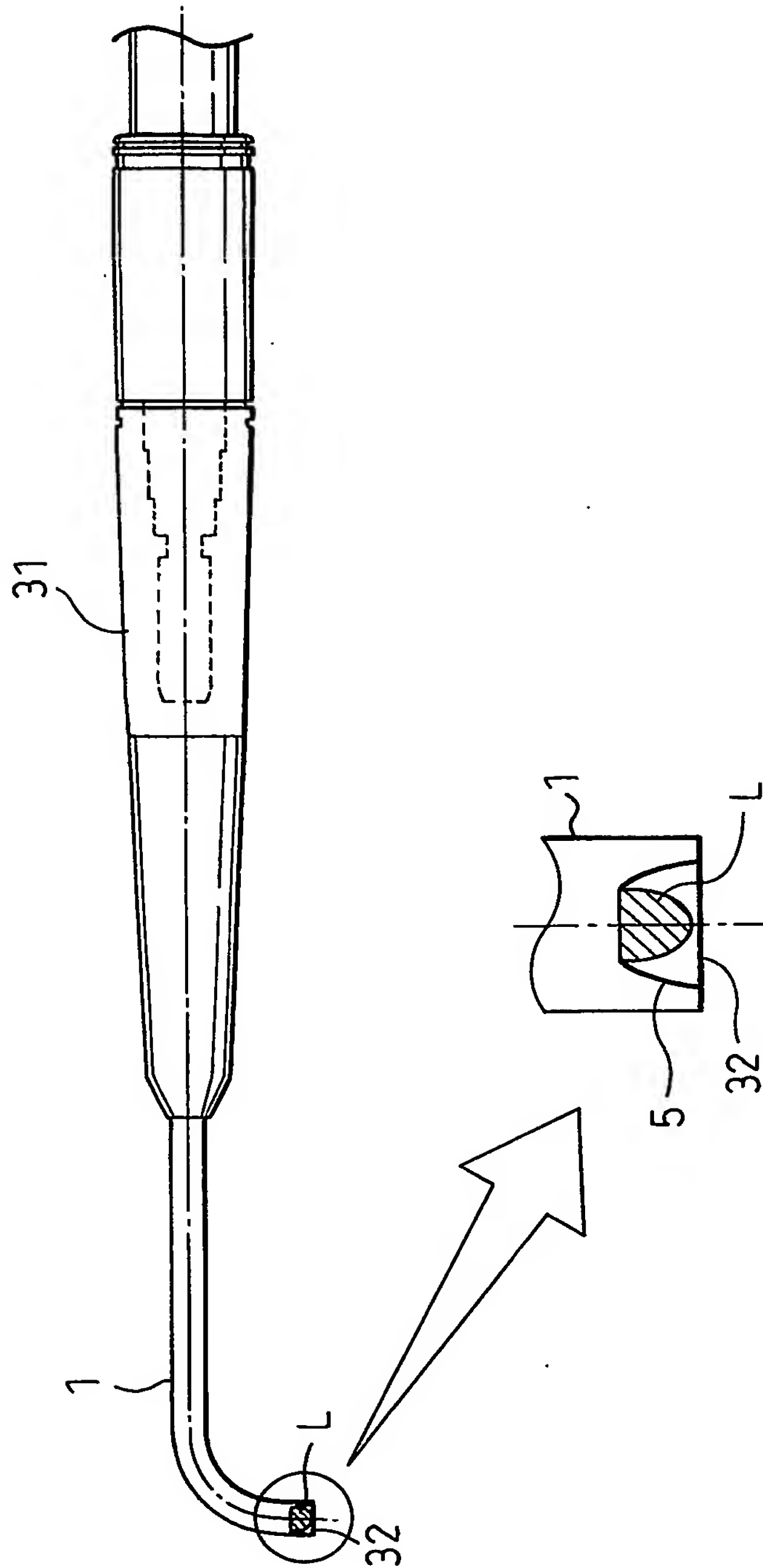


Fig. 25

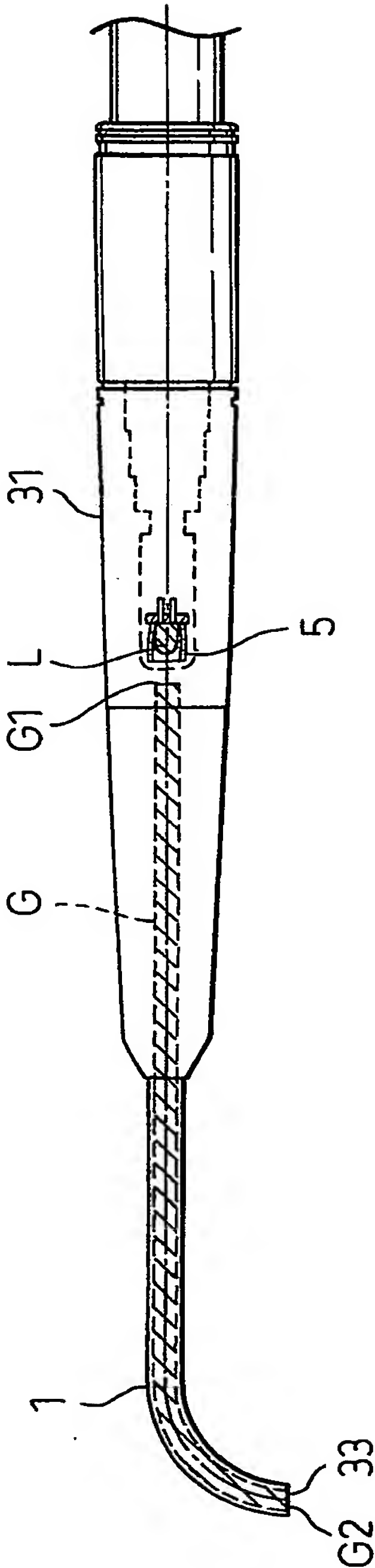


Fig.26

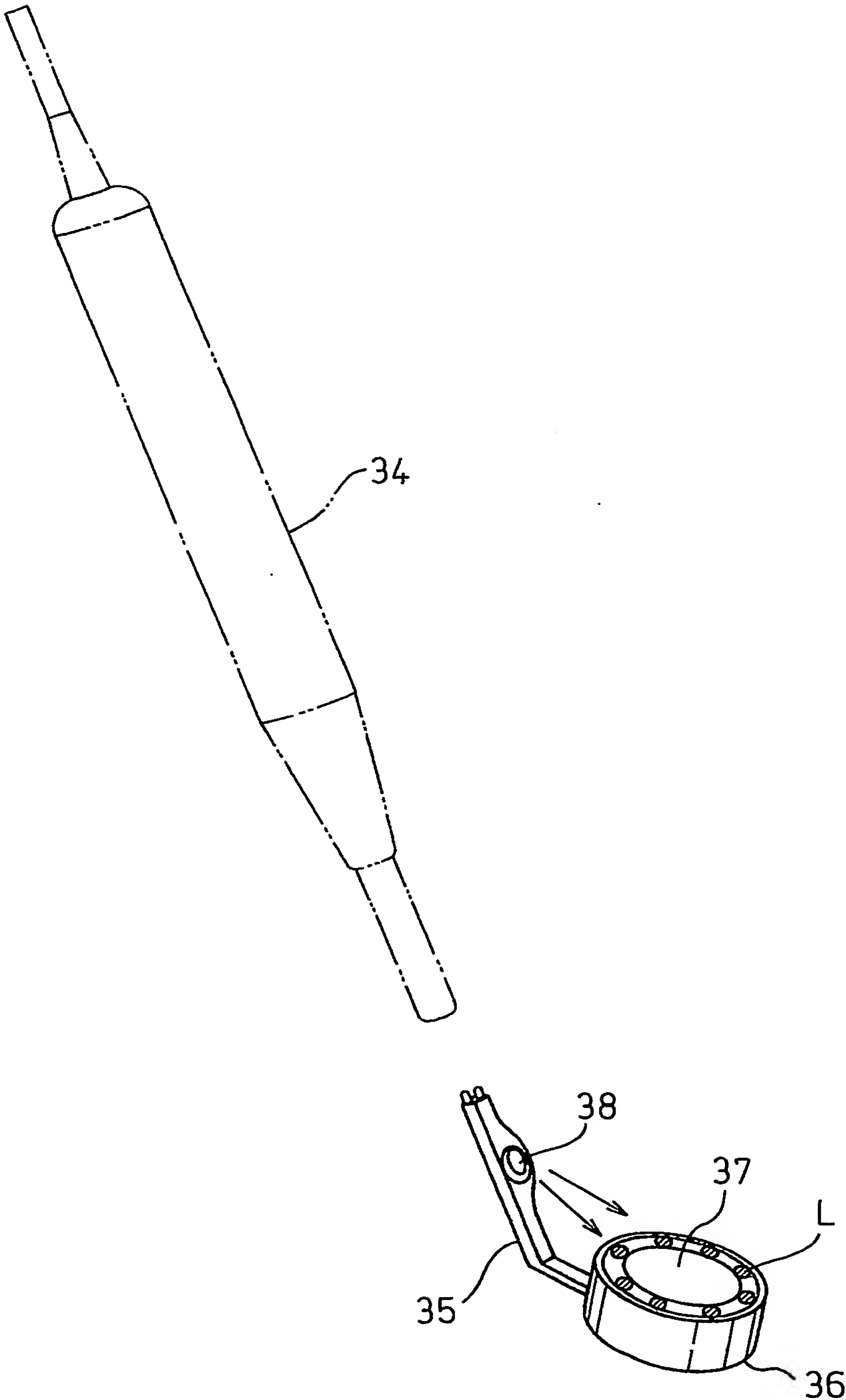




Fig.27A

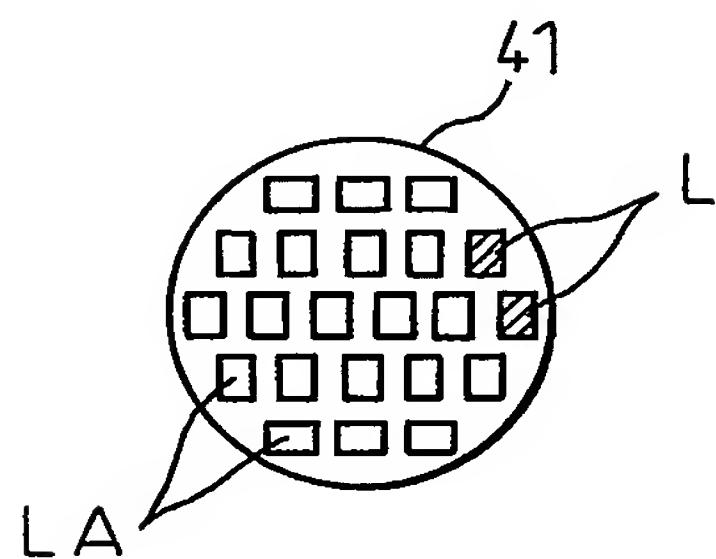


Fig.27B

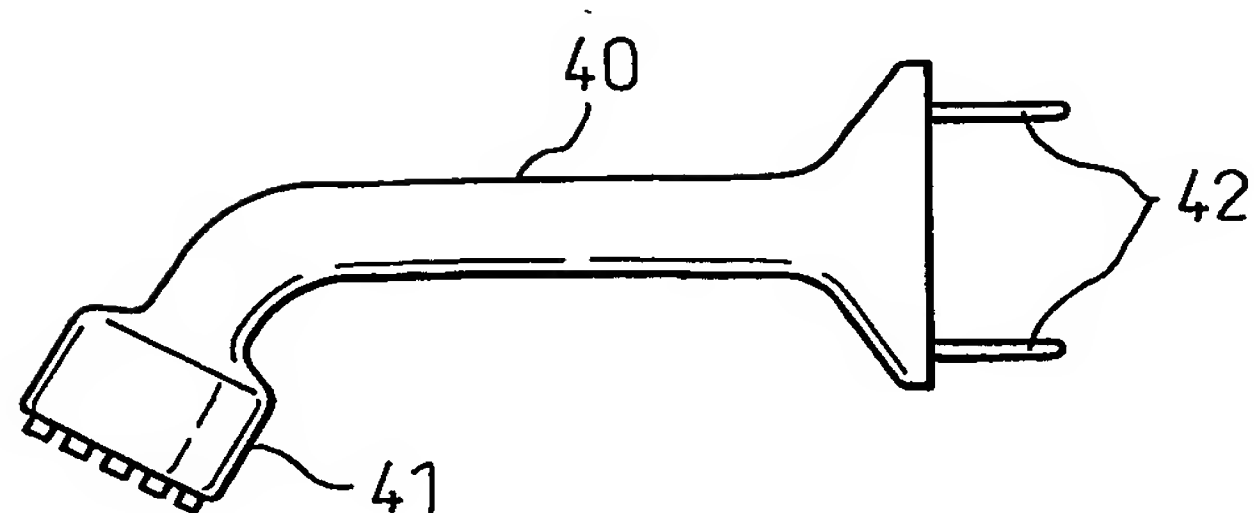


Fig.28A

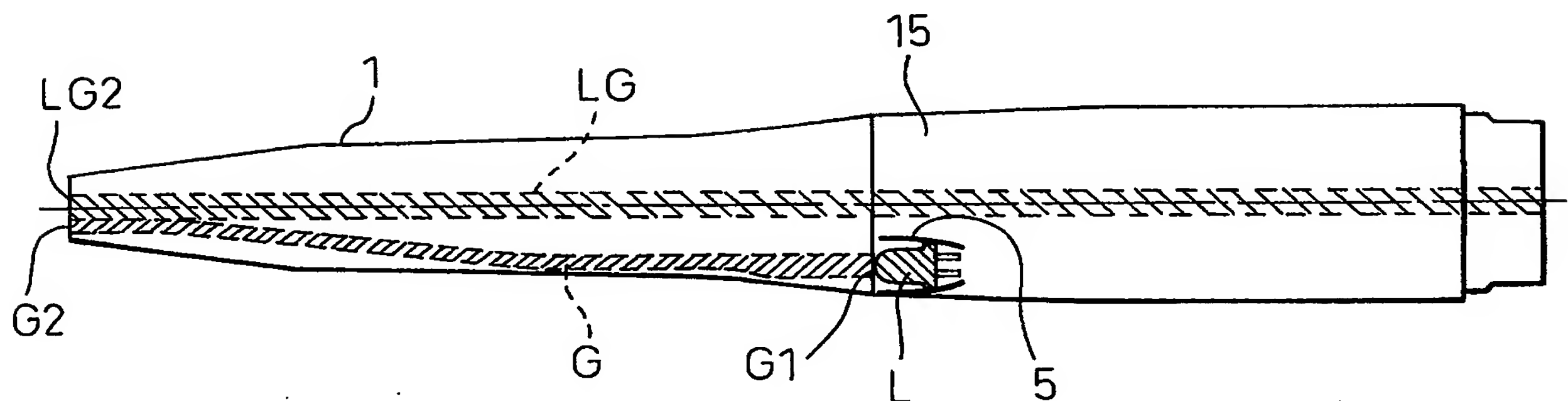


Fig.28B

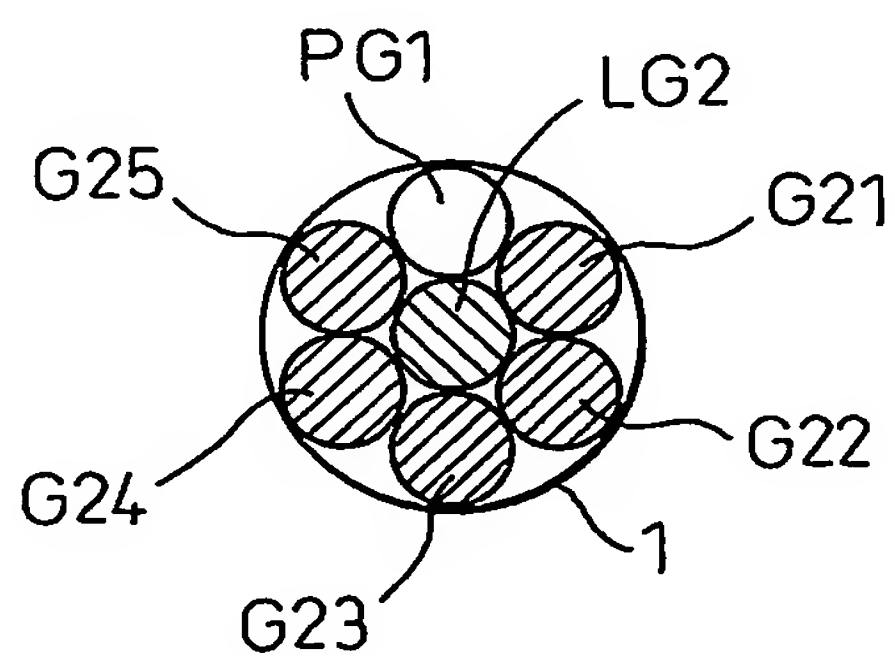


Fig.29

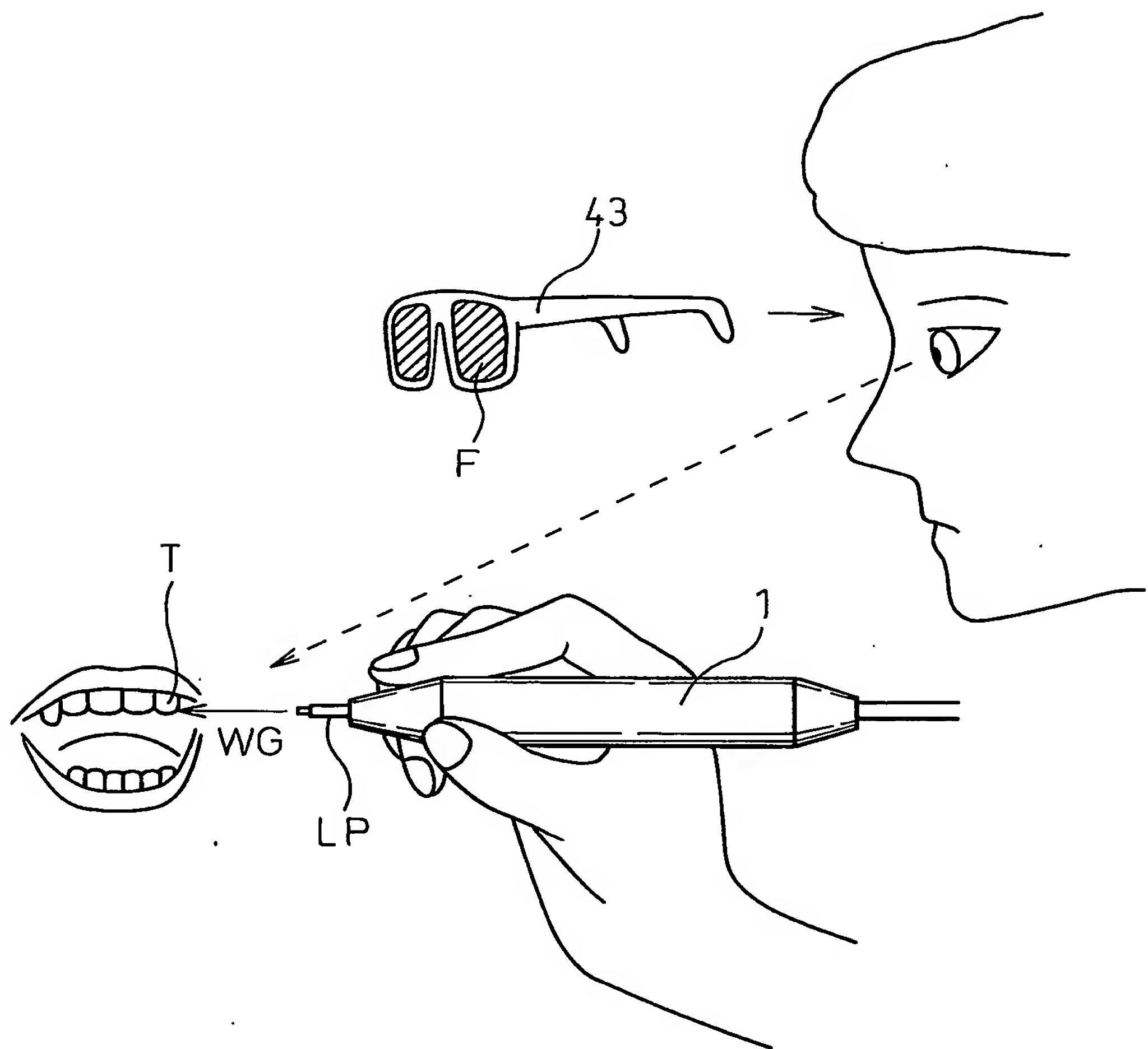


Fig.30

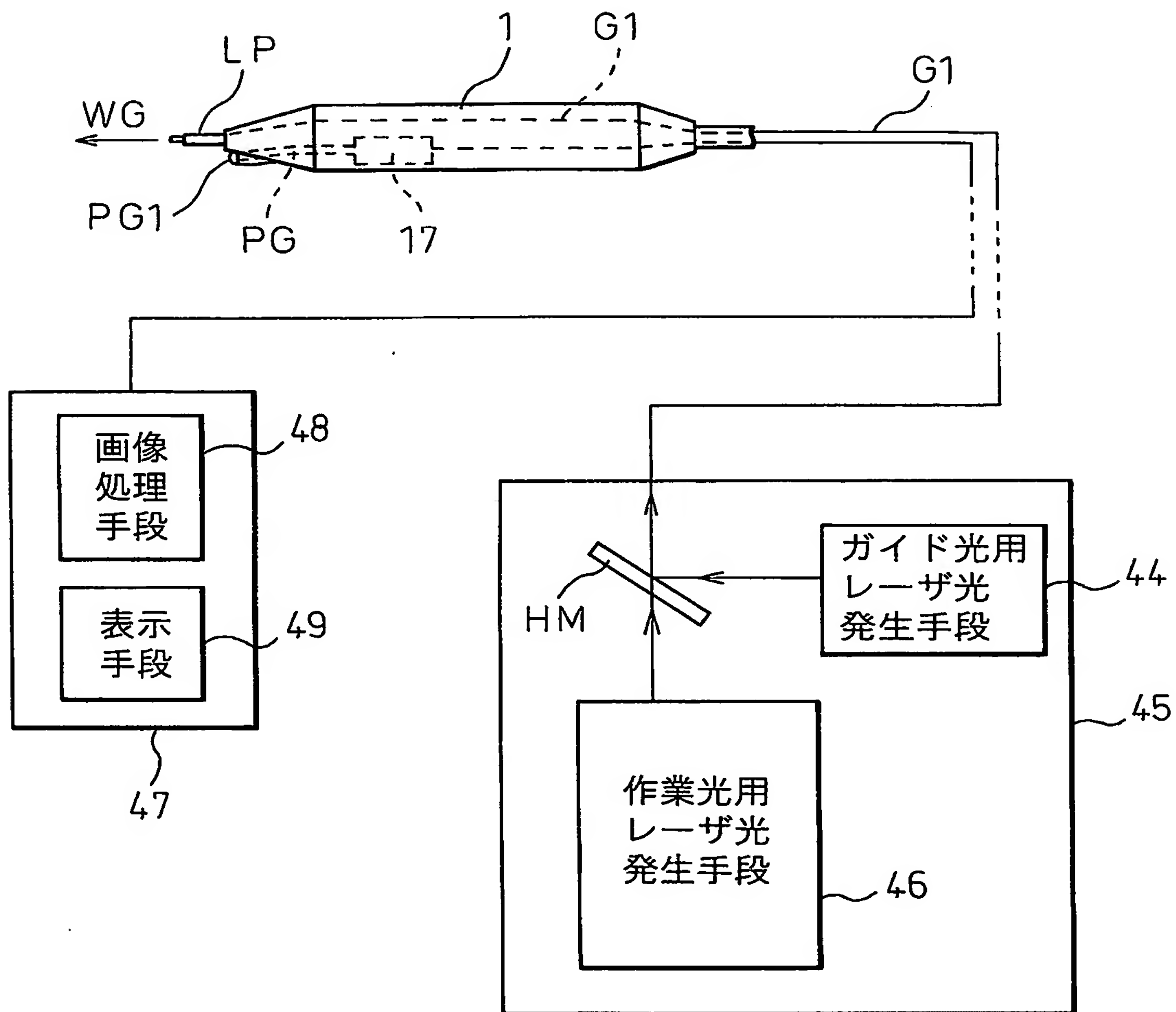


Fig.31

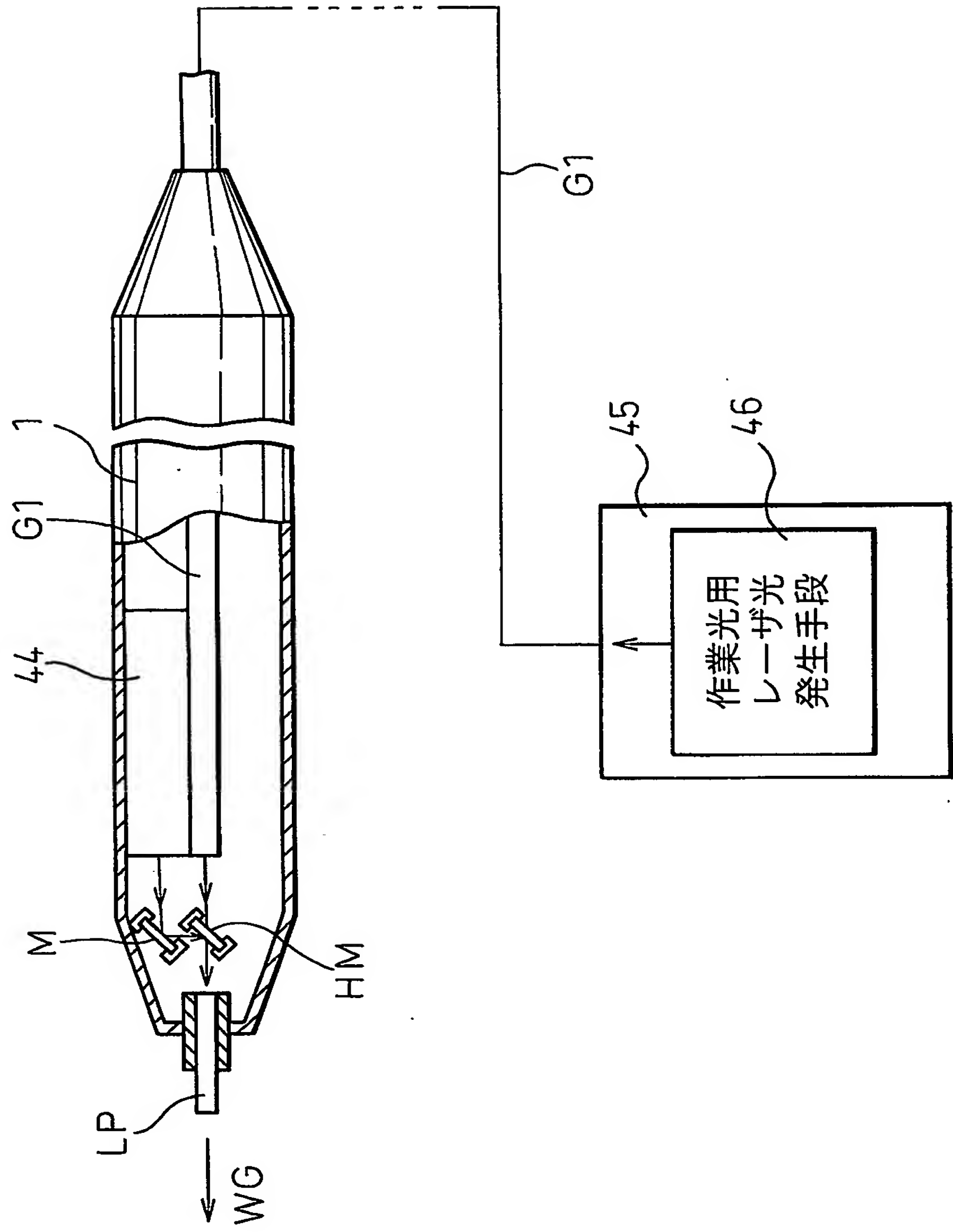


Fig.32A

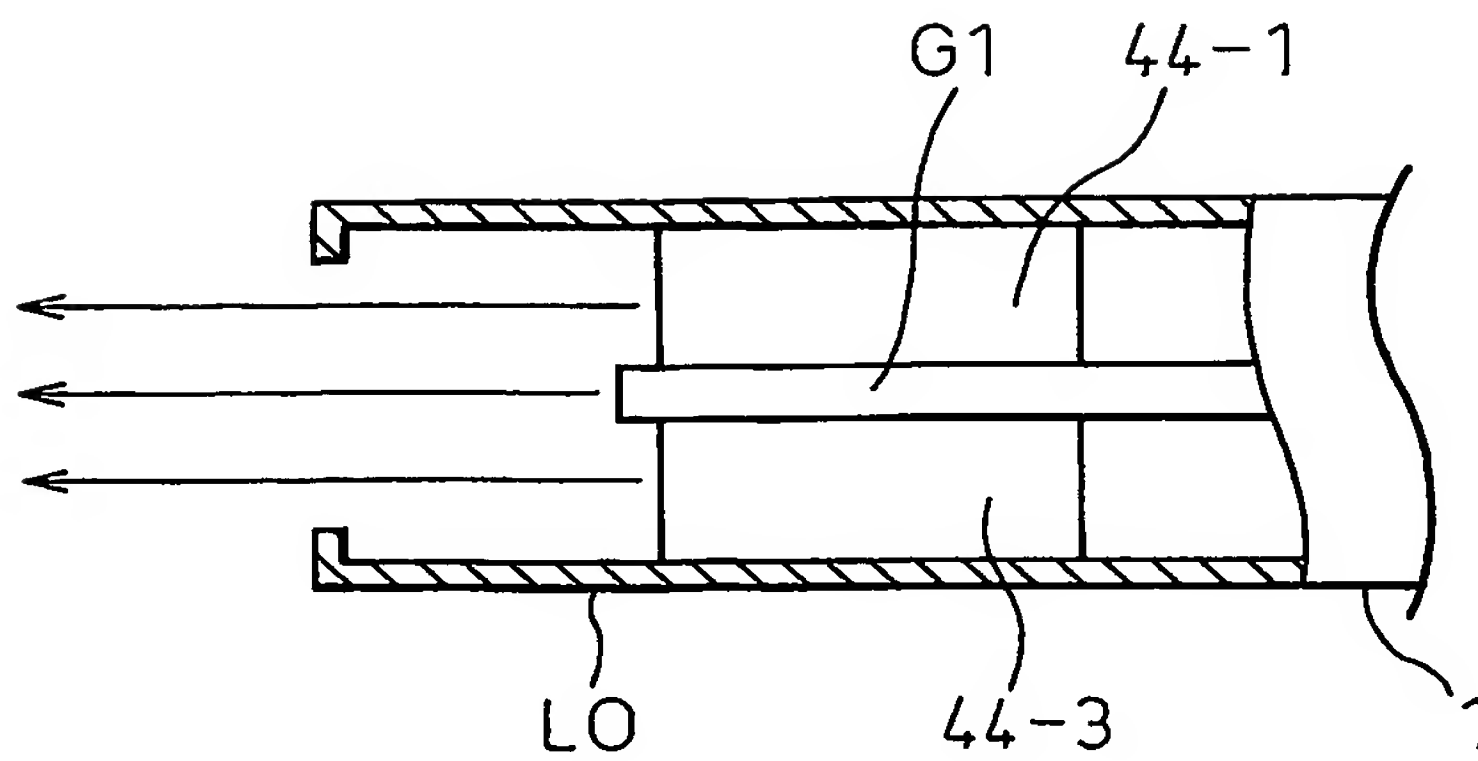


Fig.32B

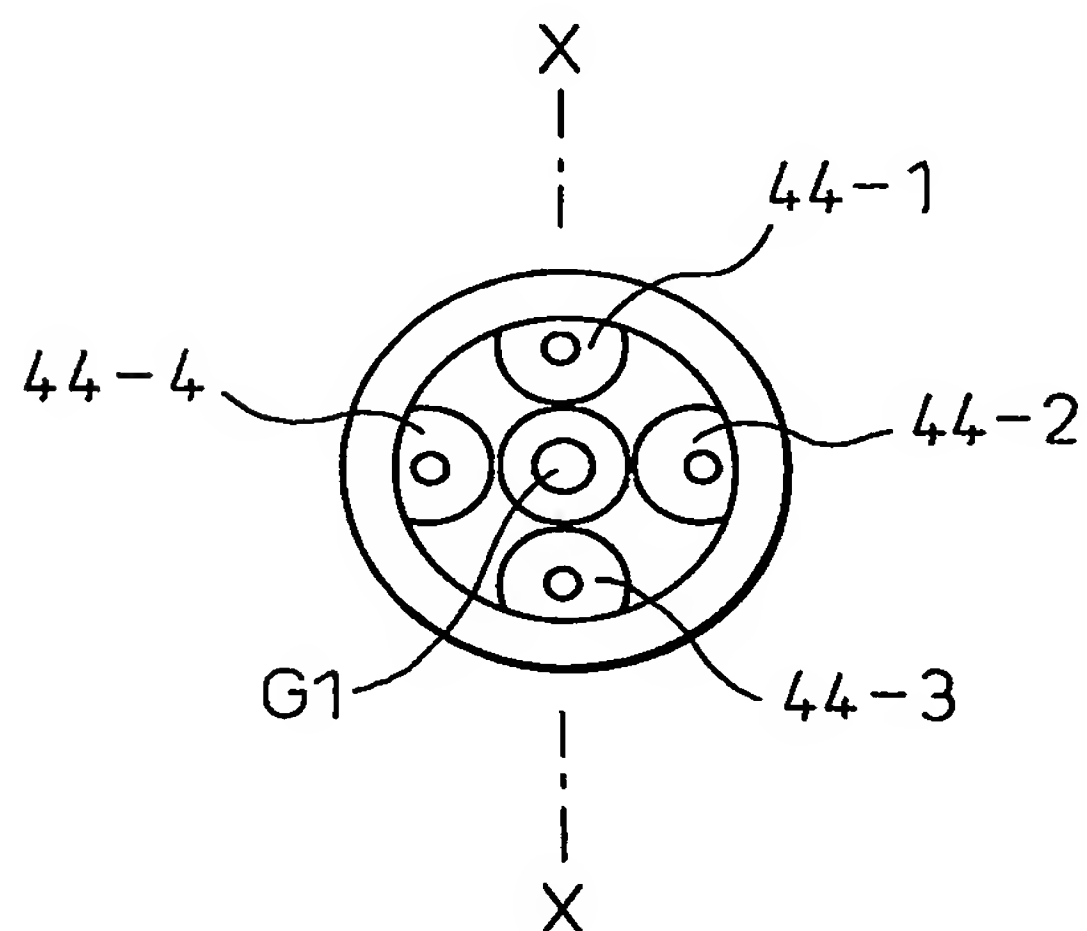


Fig.32C

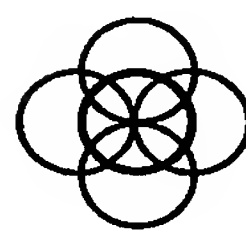


Fig.33A

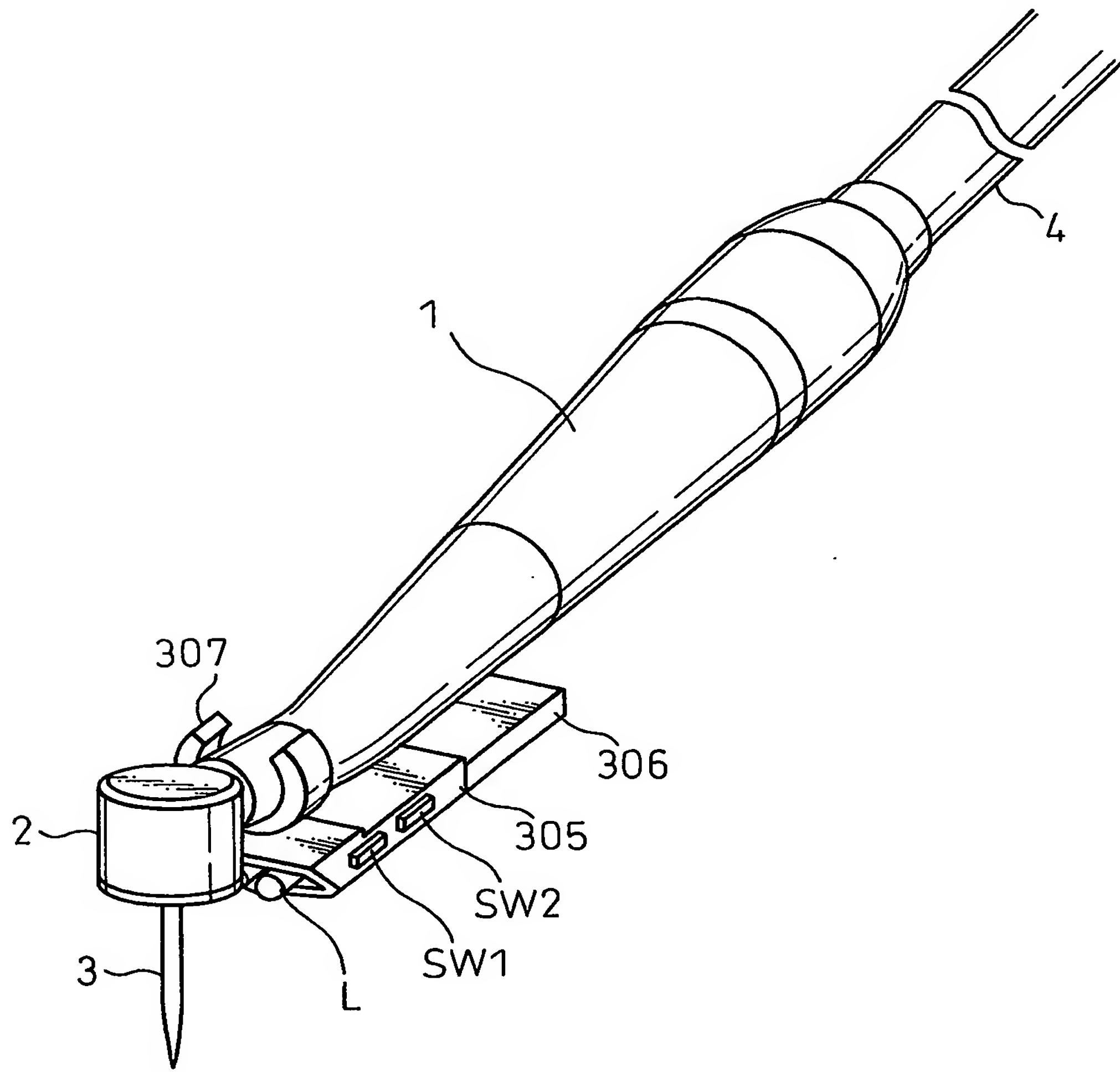


Fig.33B

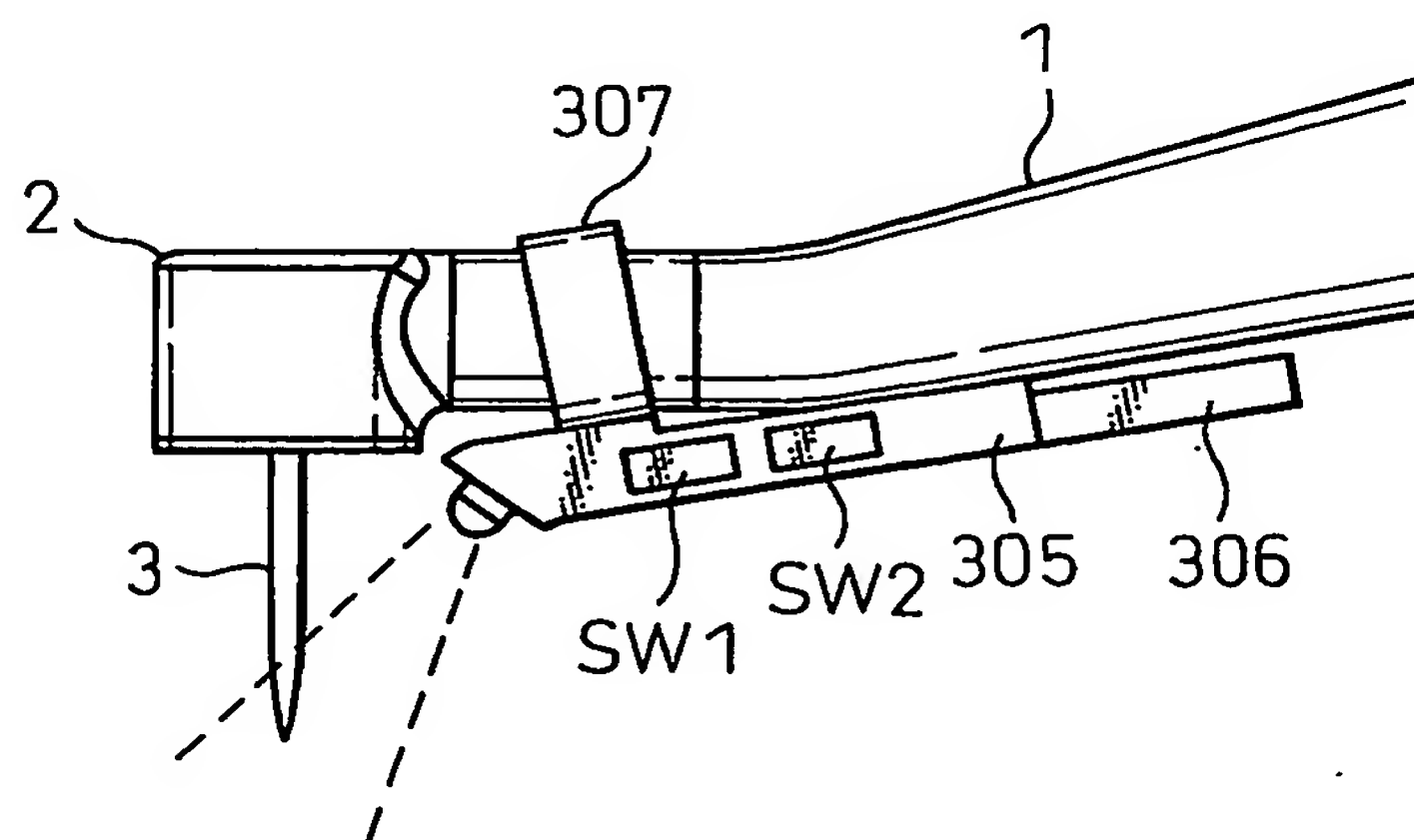




Fig.34A

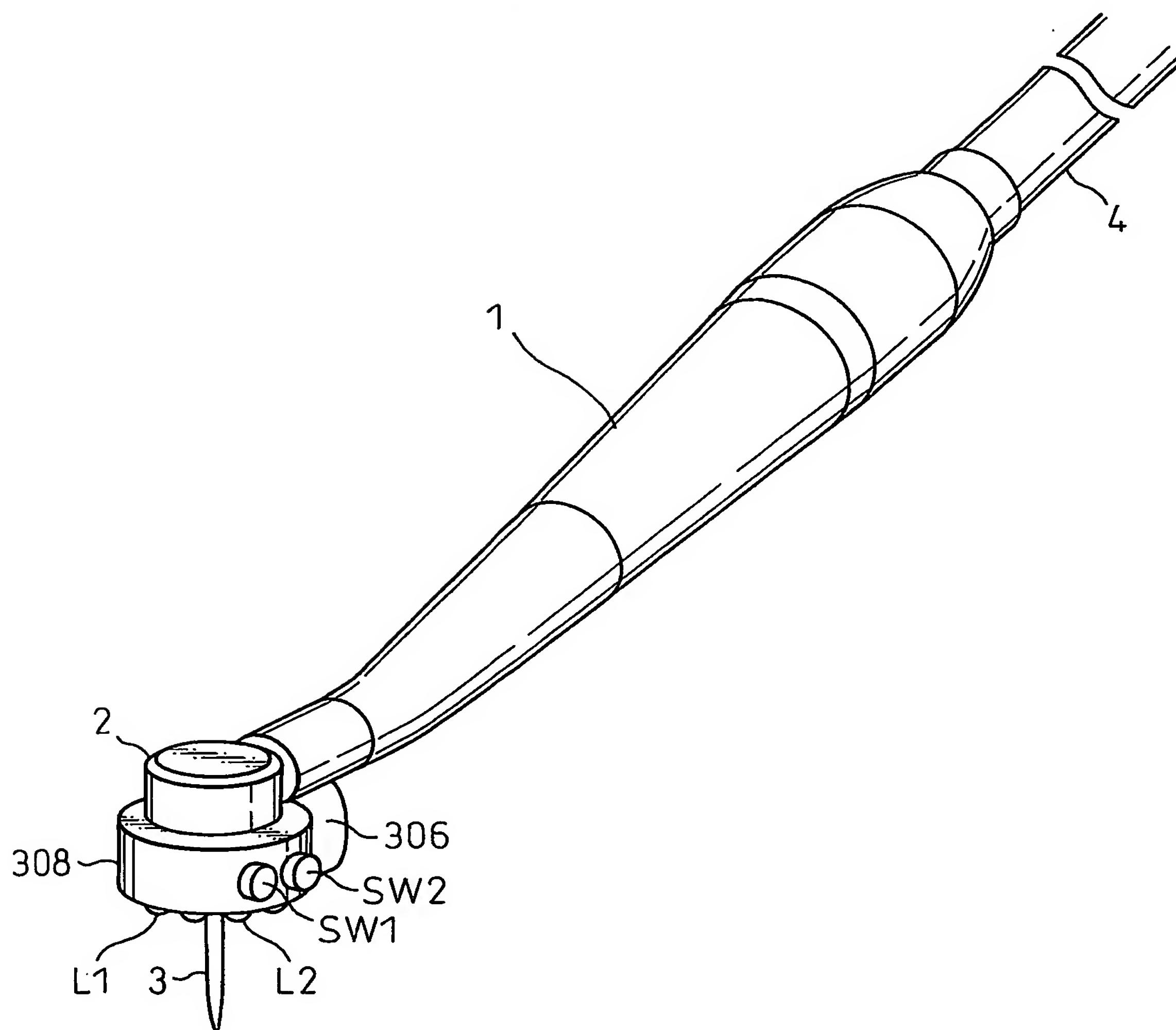


Fig.34B

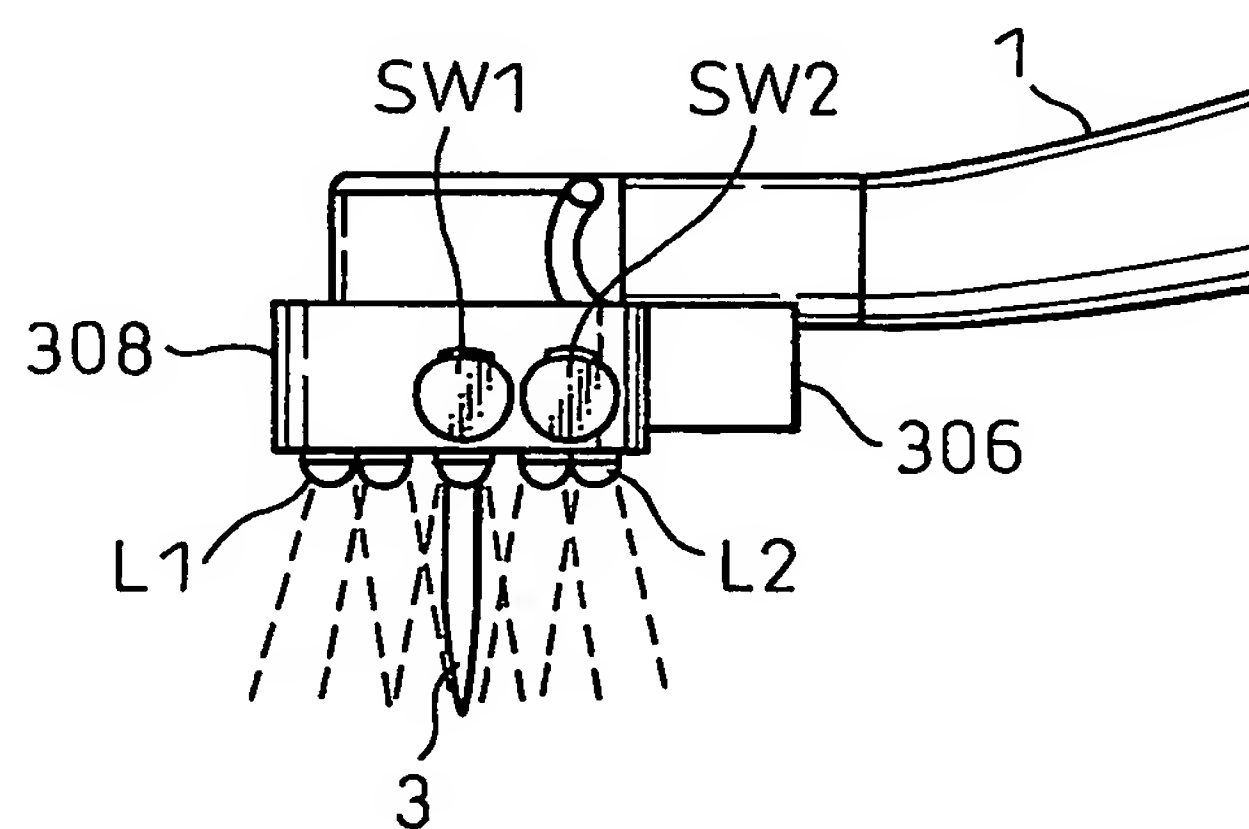


Fig.35A

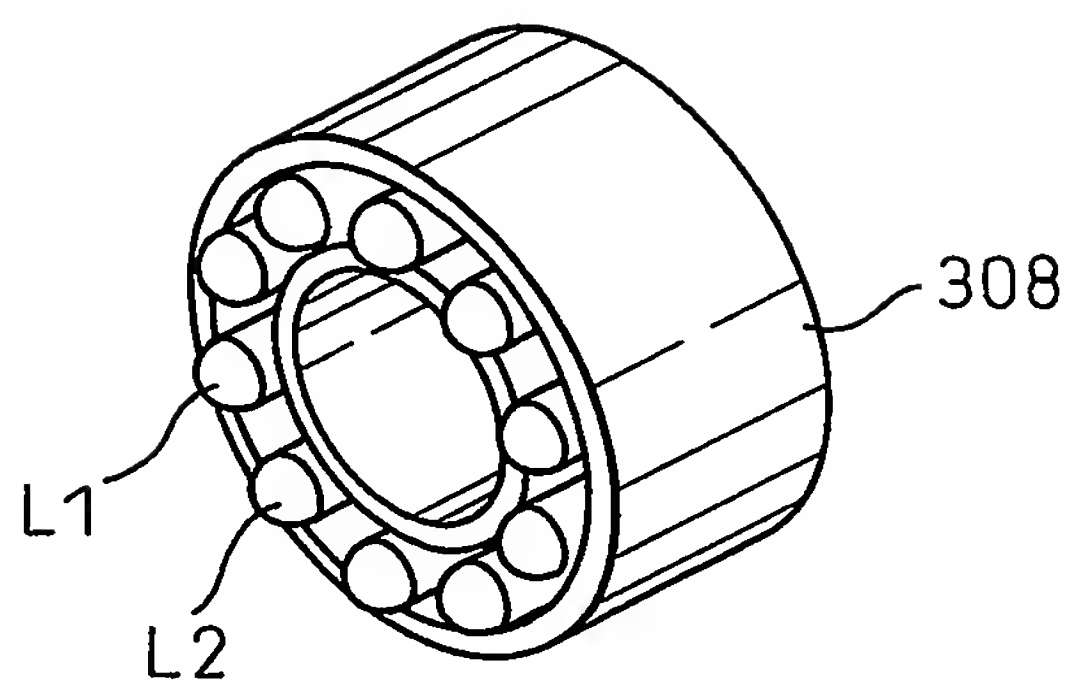


Fig.35B

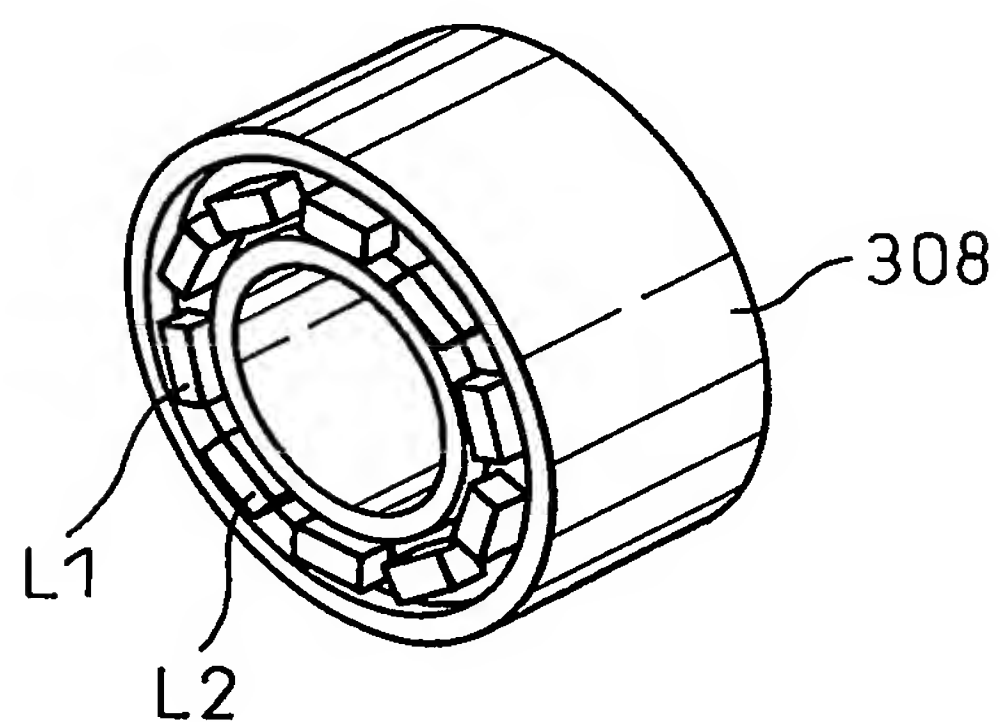


Fig.35C

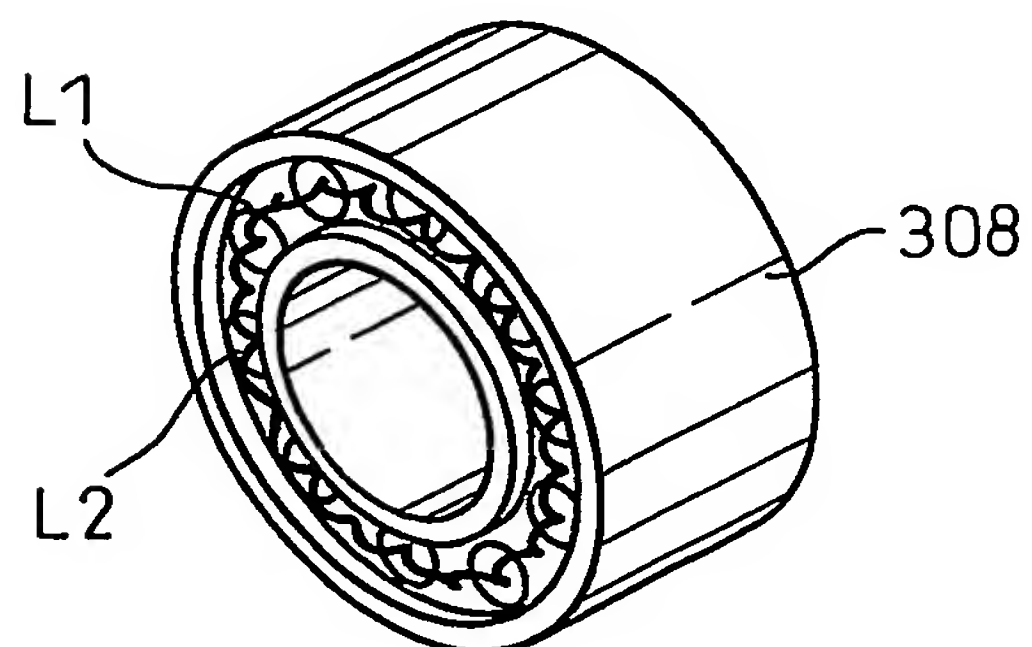


Fig.36

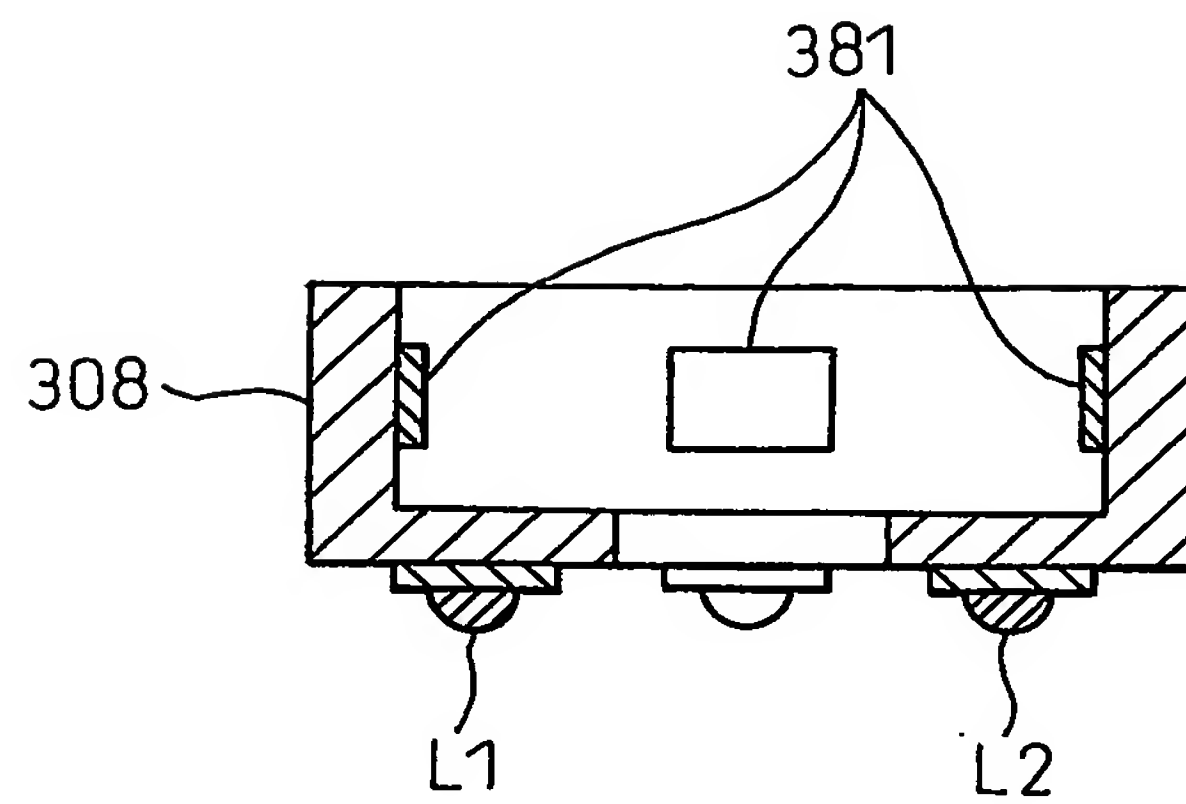


Fig.37

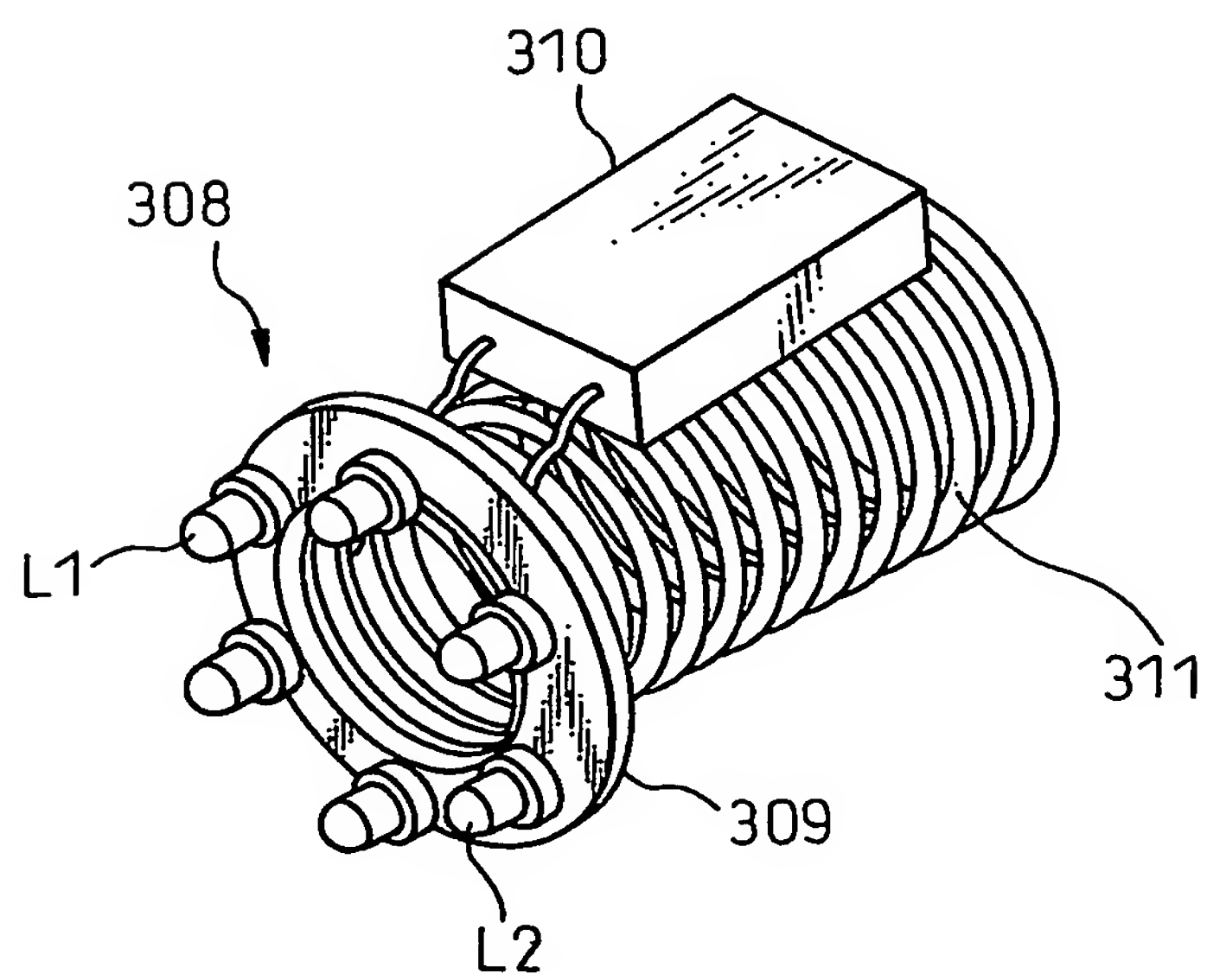


Fig.38

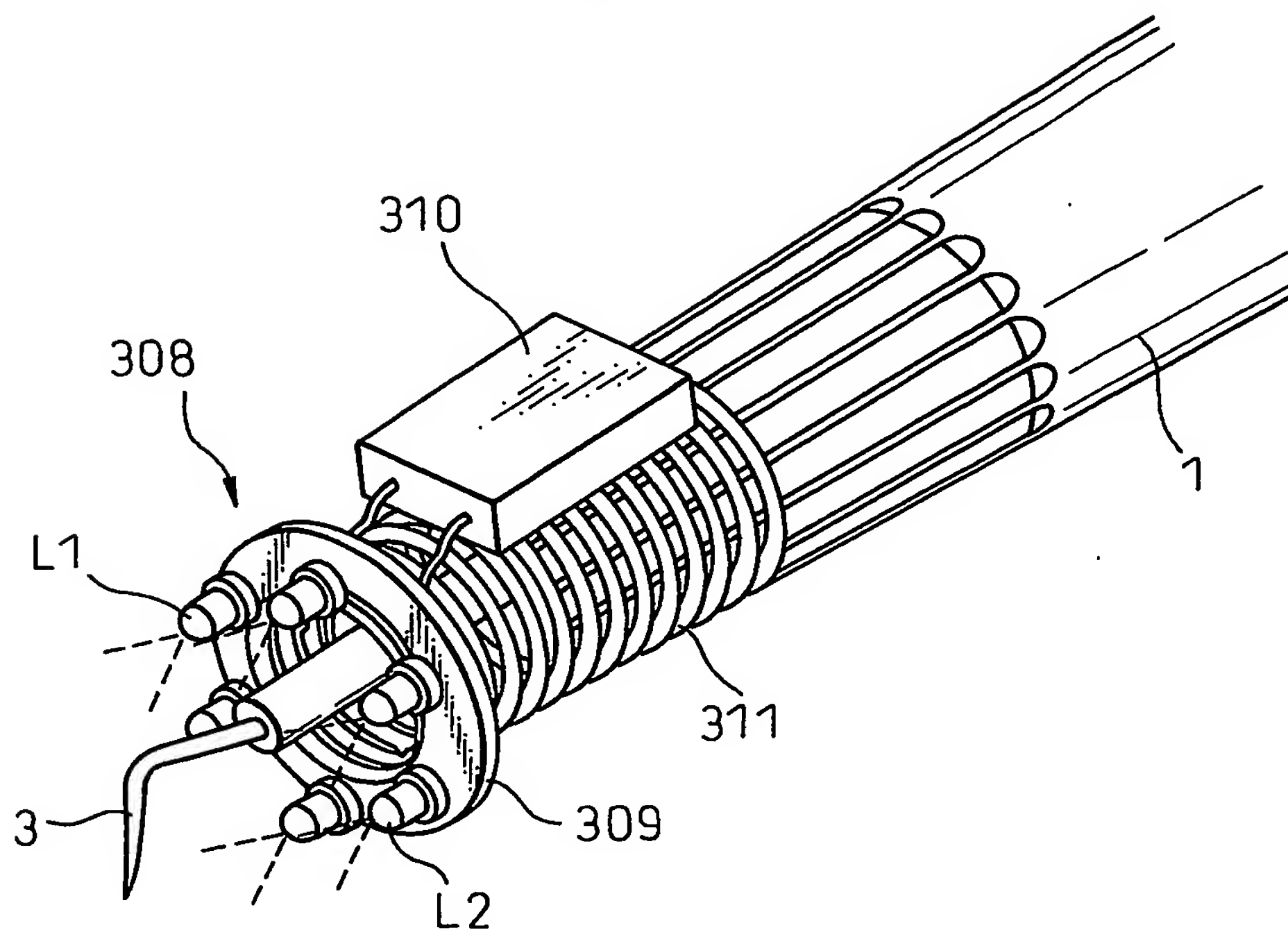


Fig. 39A

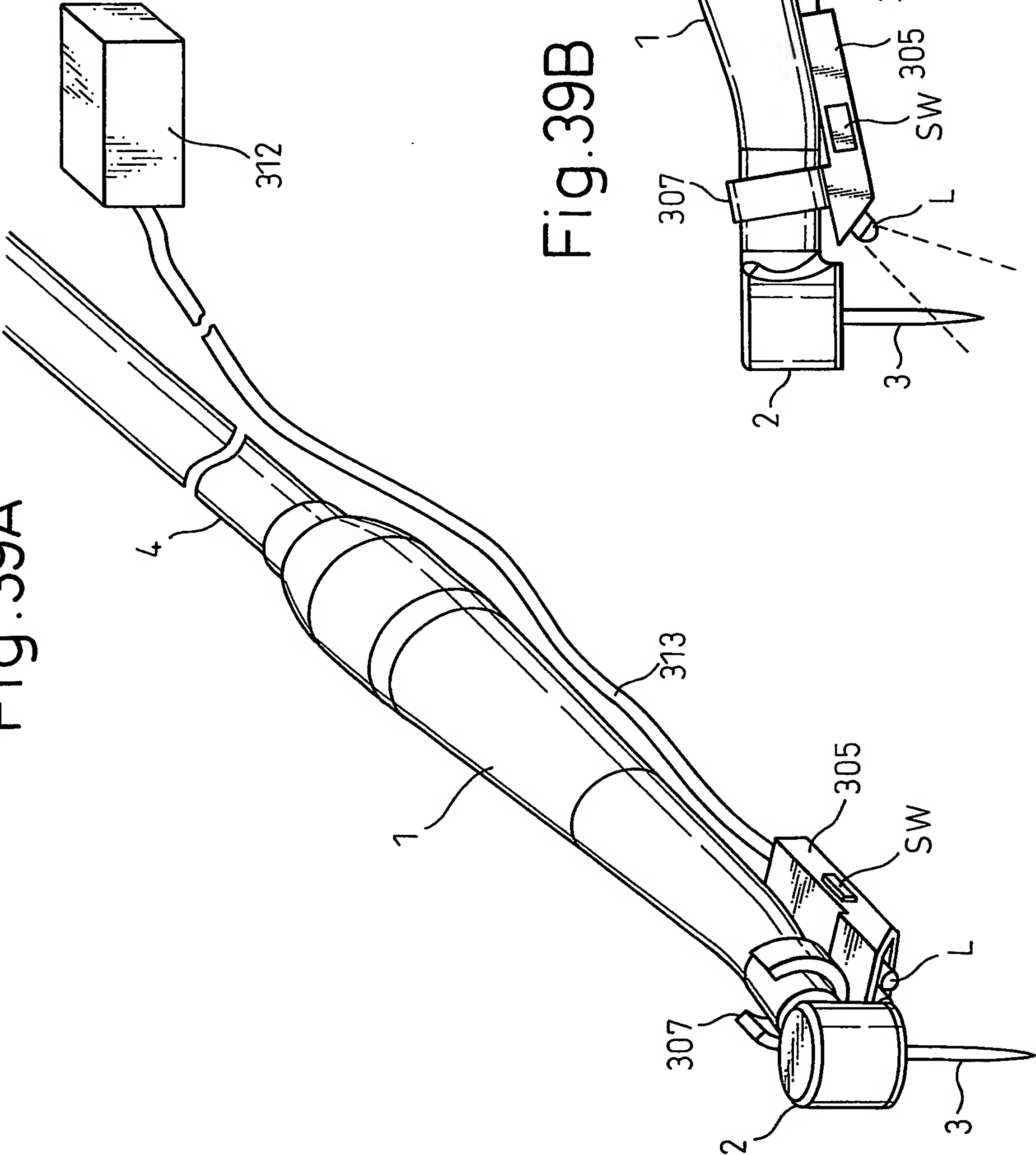


Fig. 39B

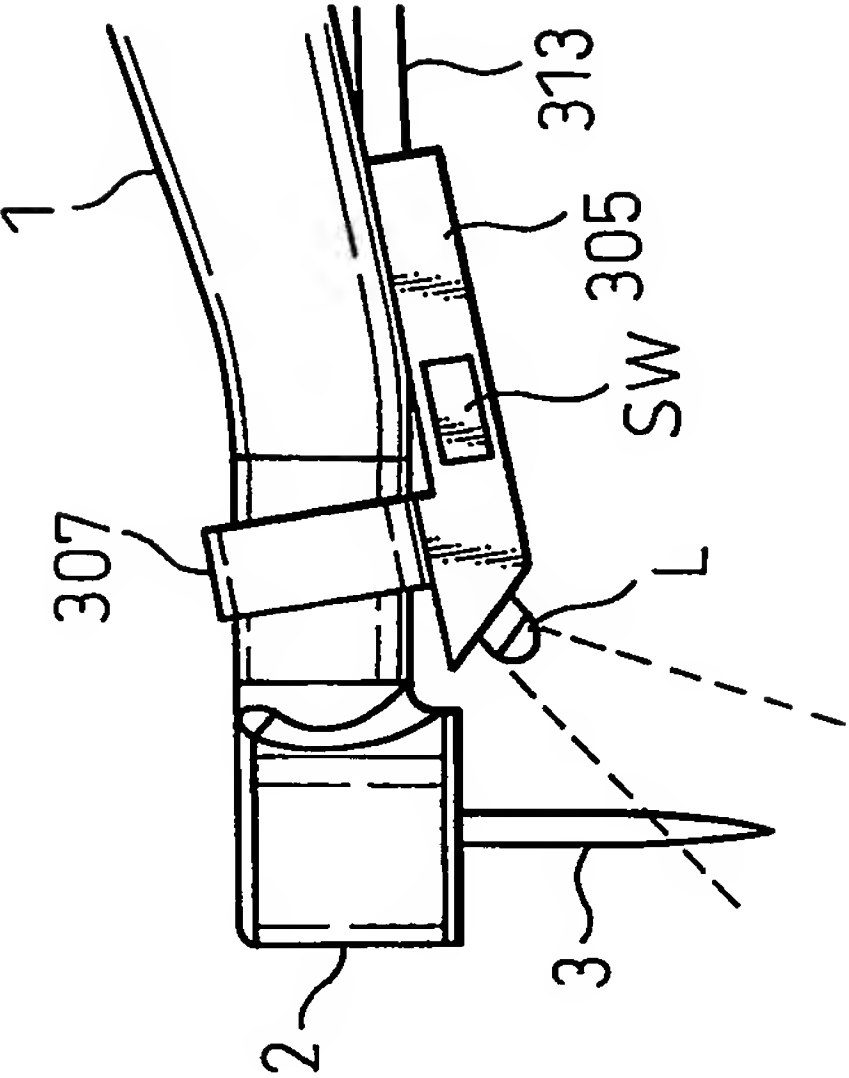


Fig.40A

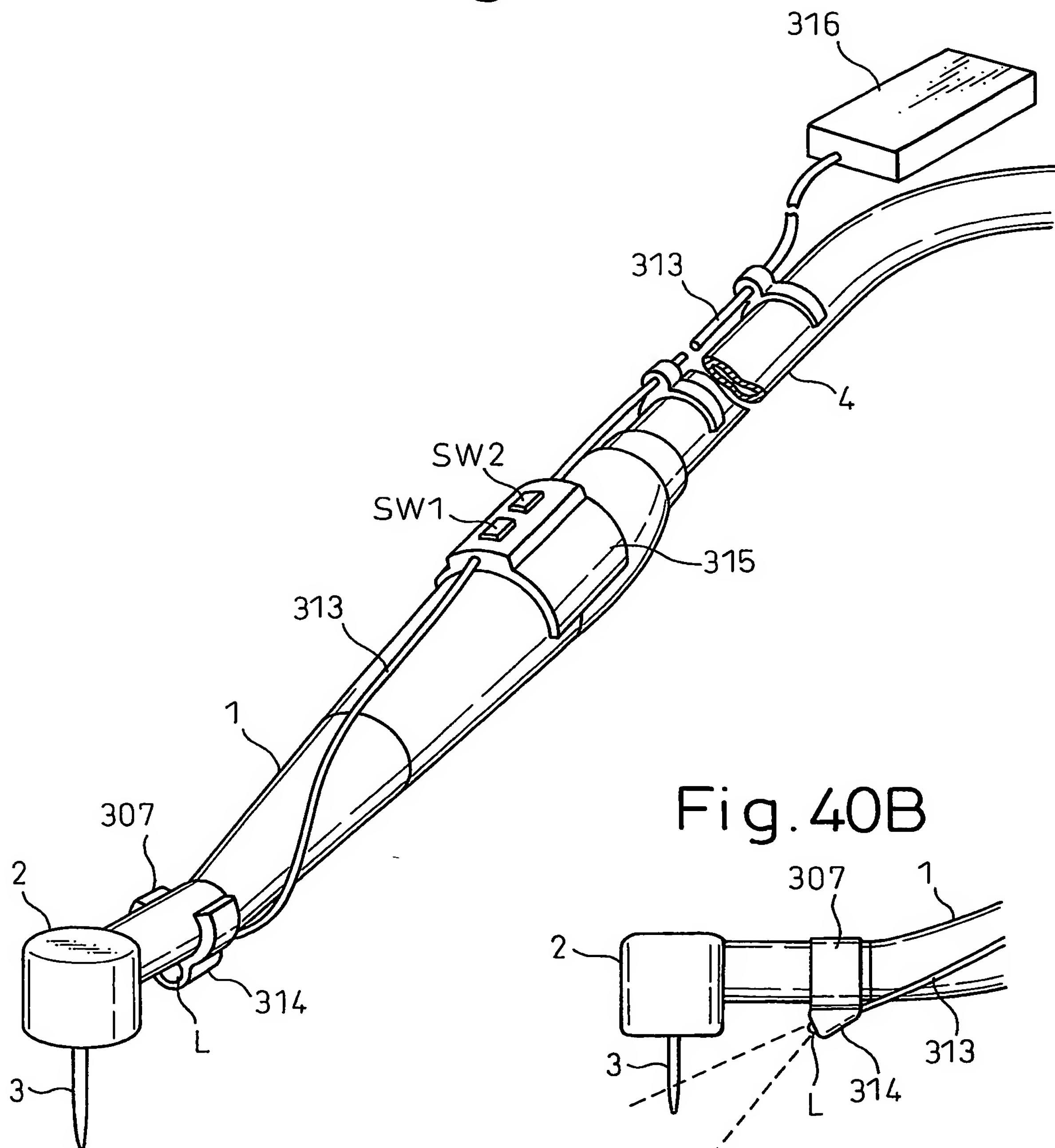


Fig.40B

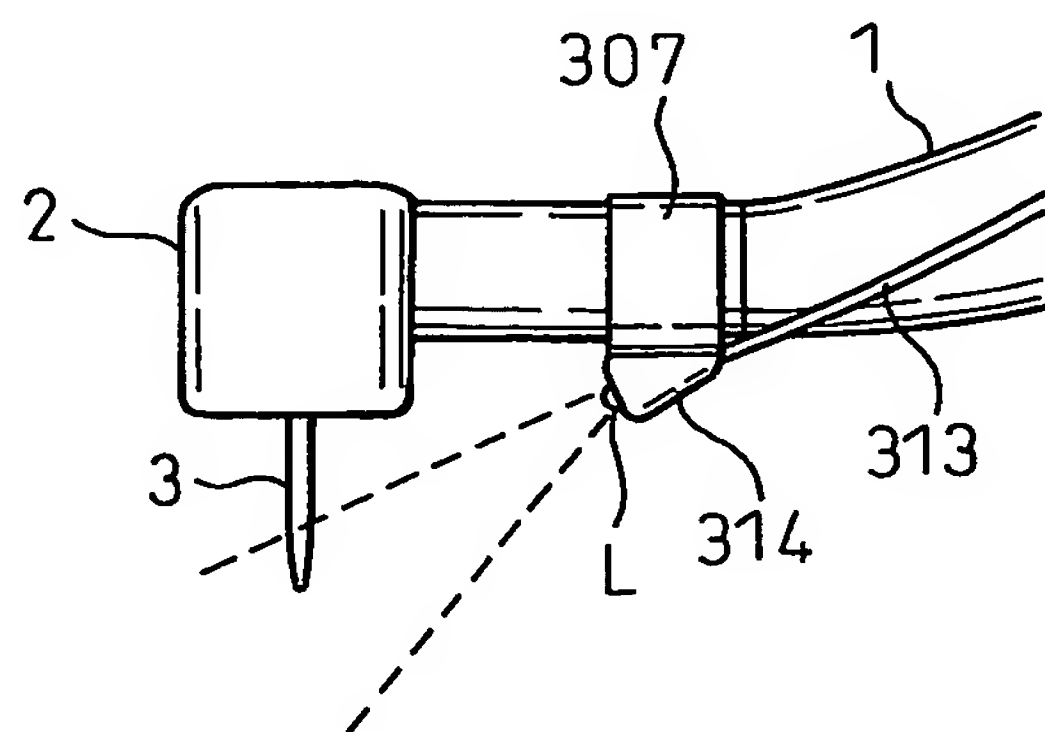




Fig.41

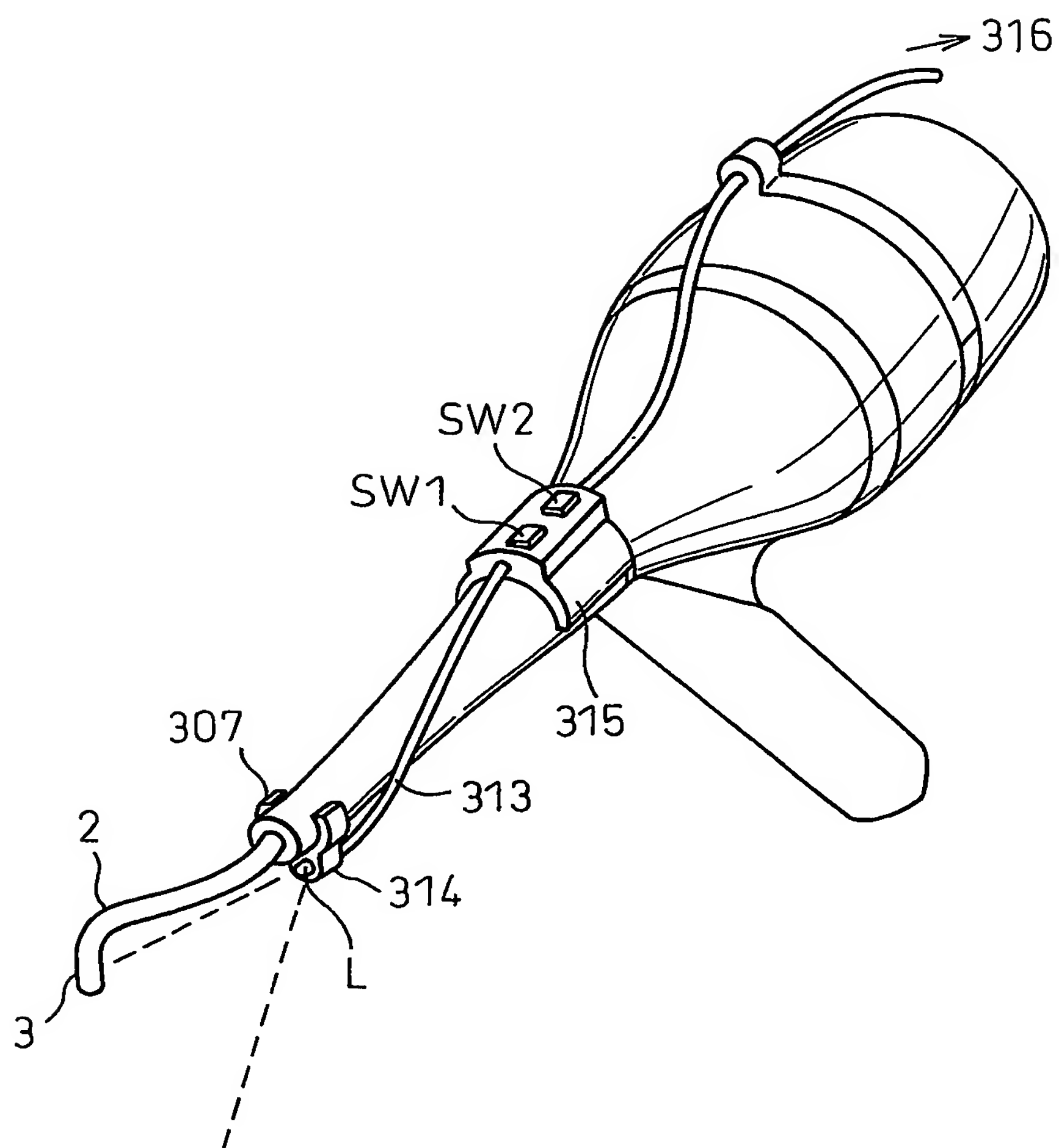


Fig.42A

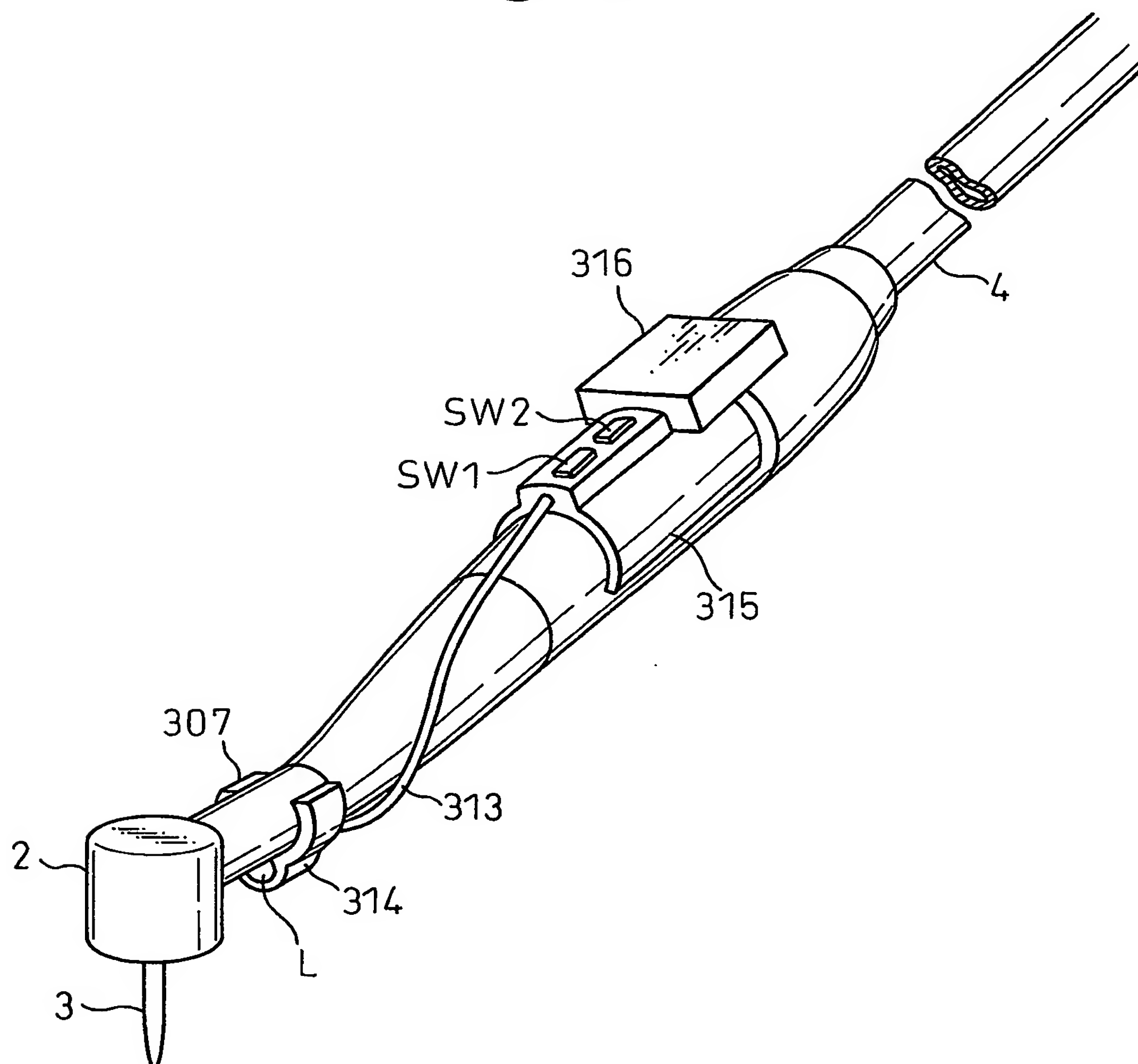


Fig.42B

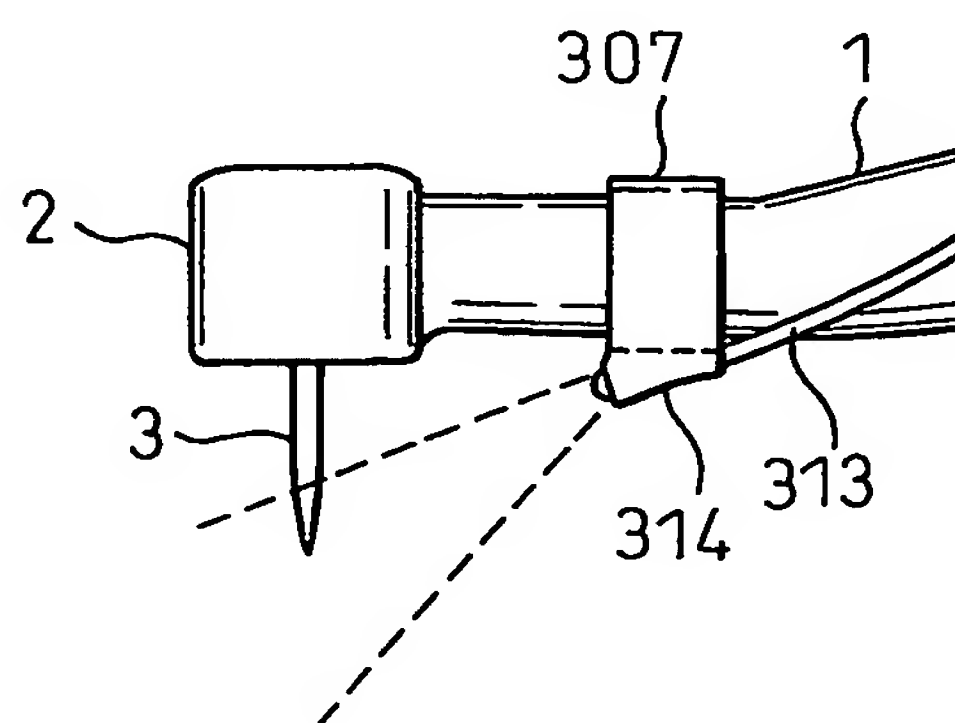


Fig. 43A

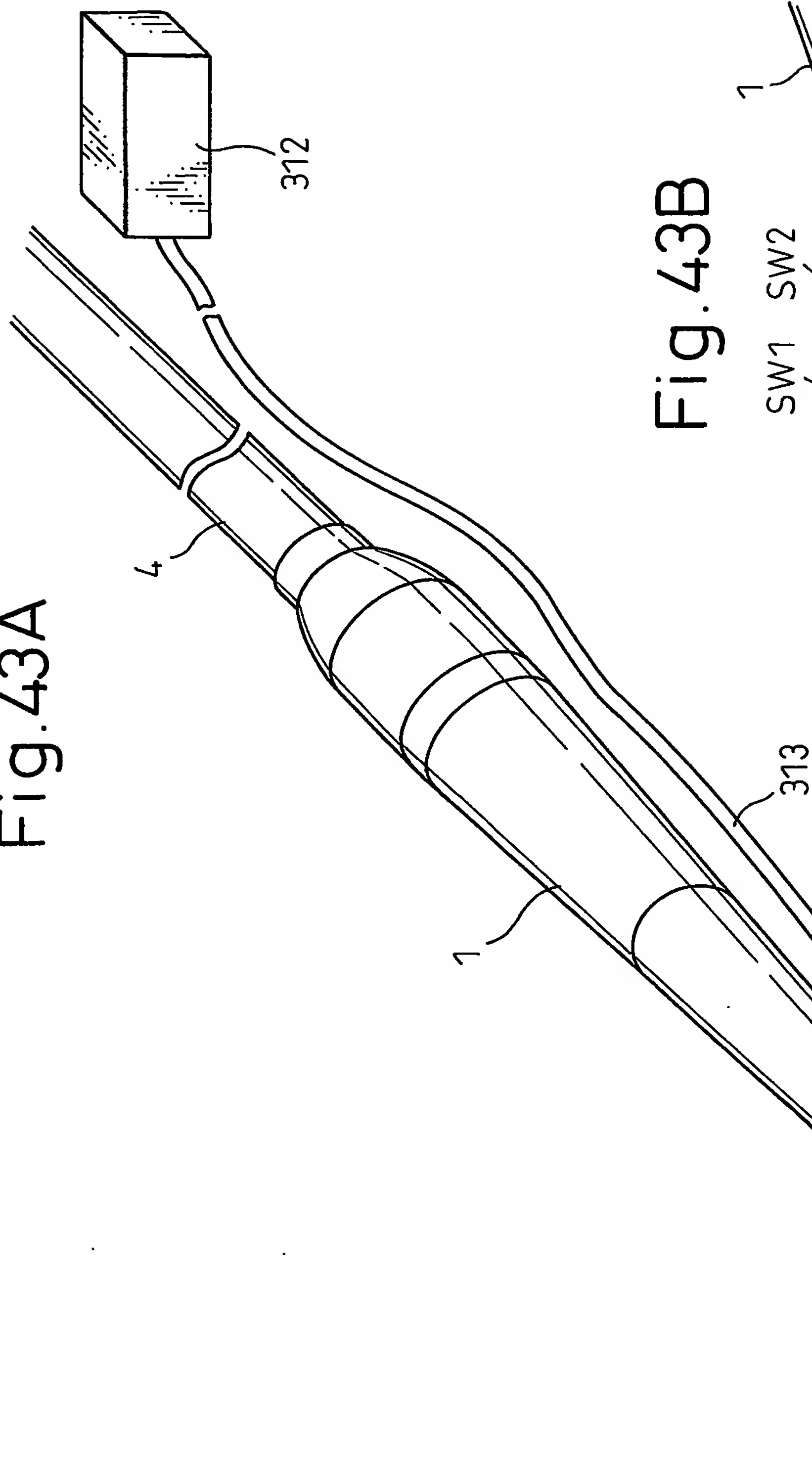


Fig. 43B

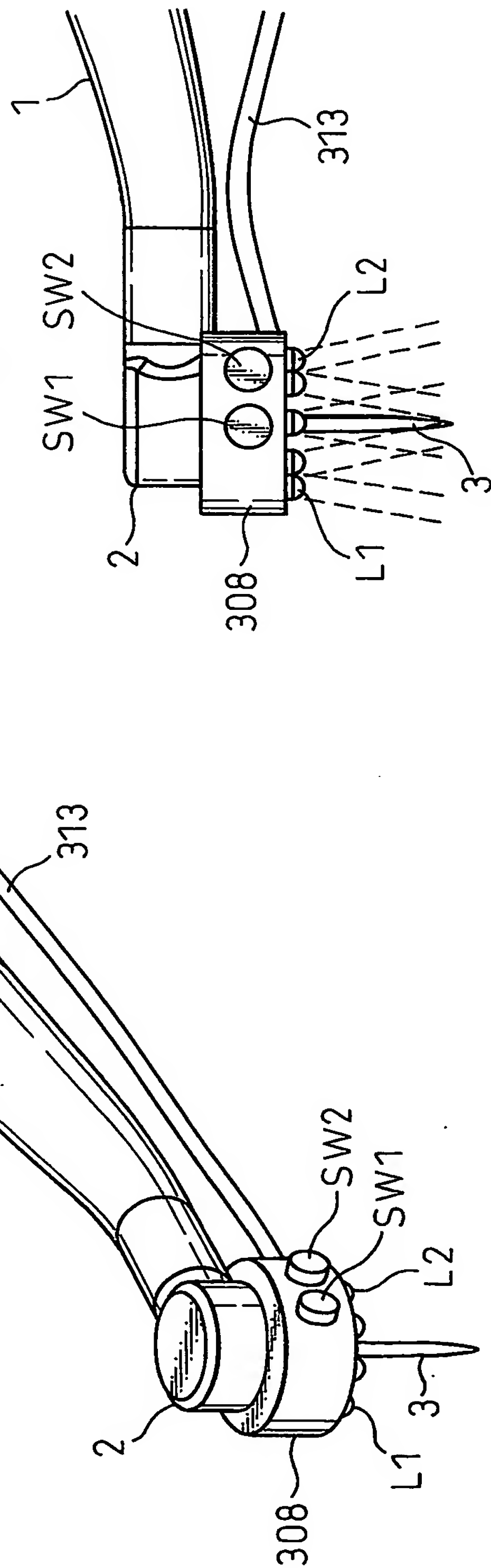


Fig.44A

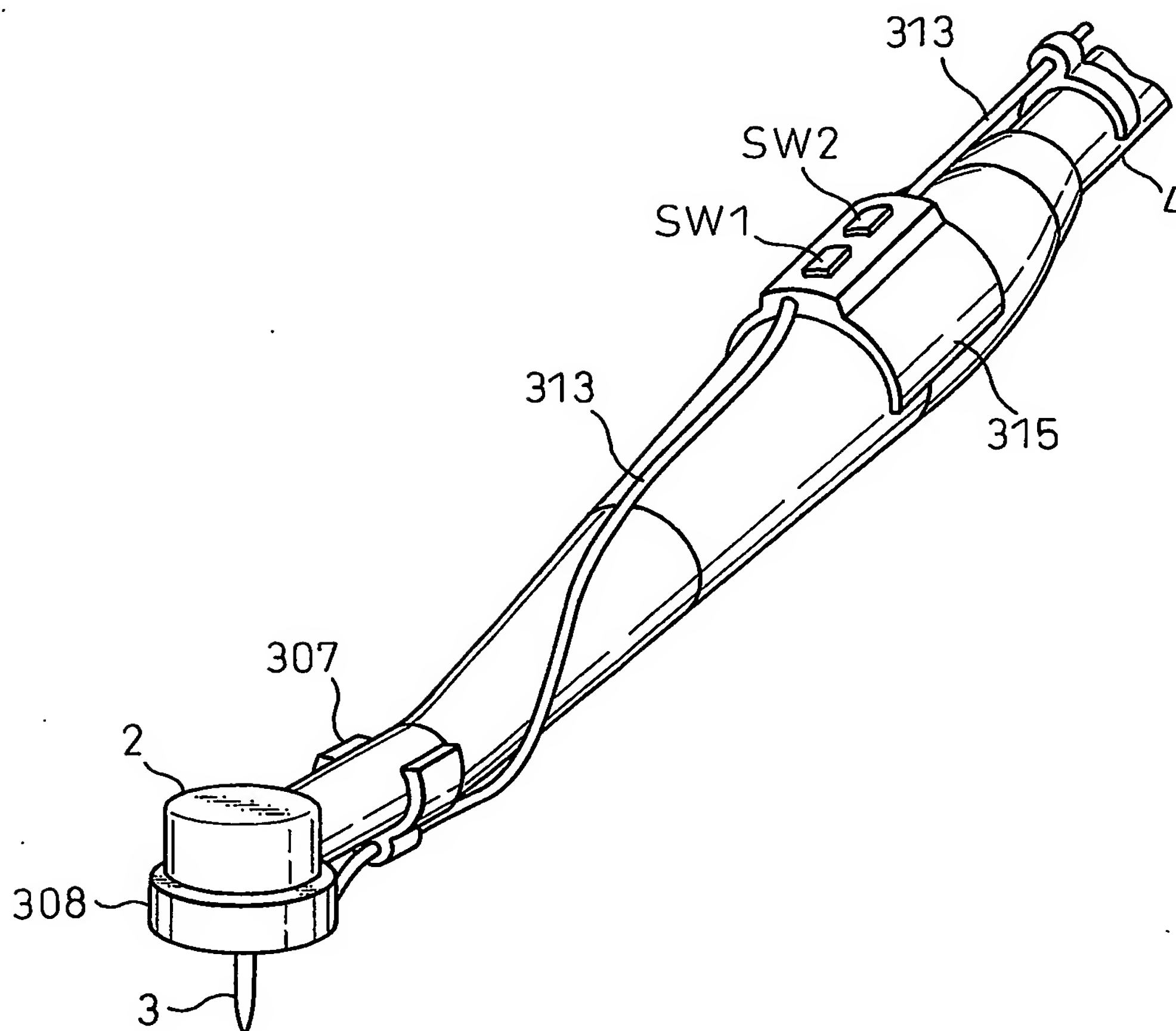


Fig.44B

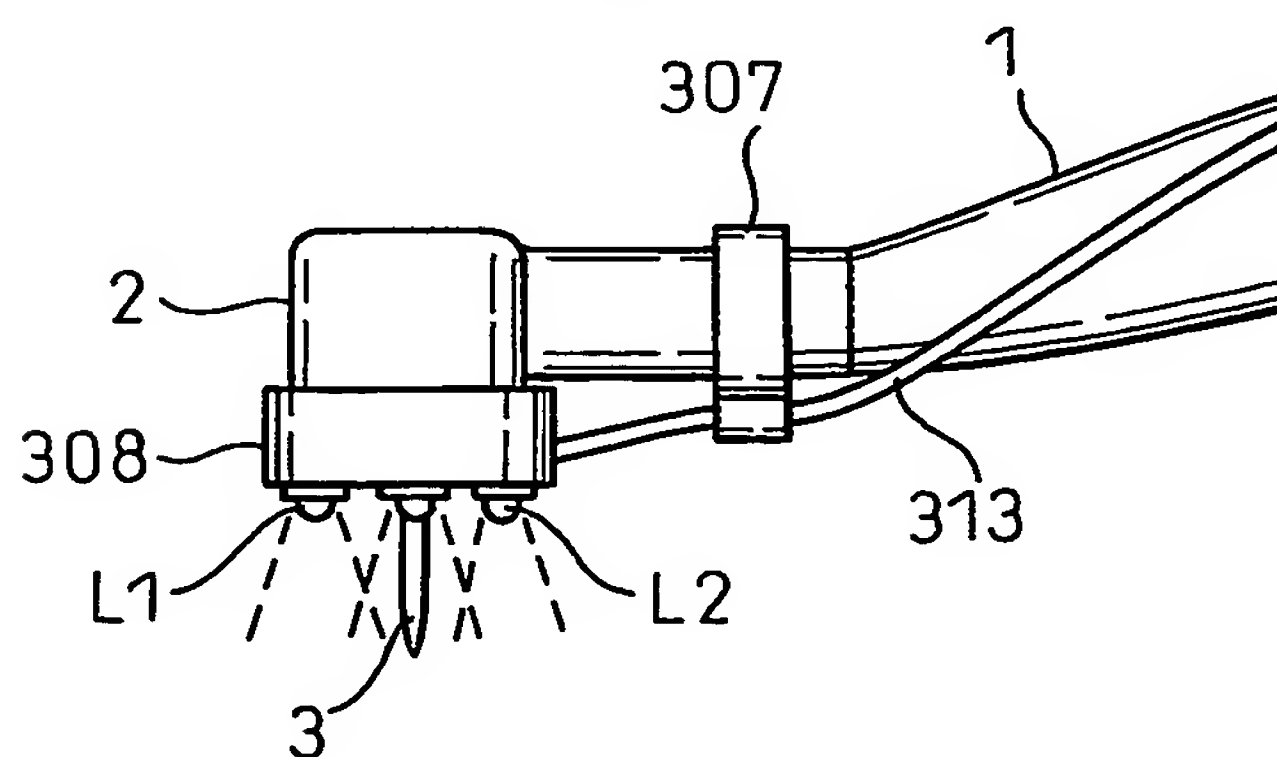


Fig.45A

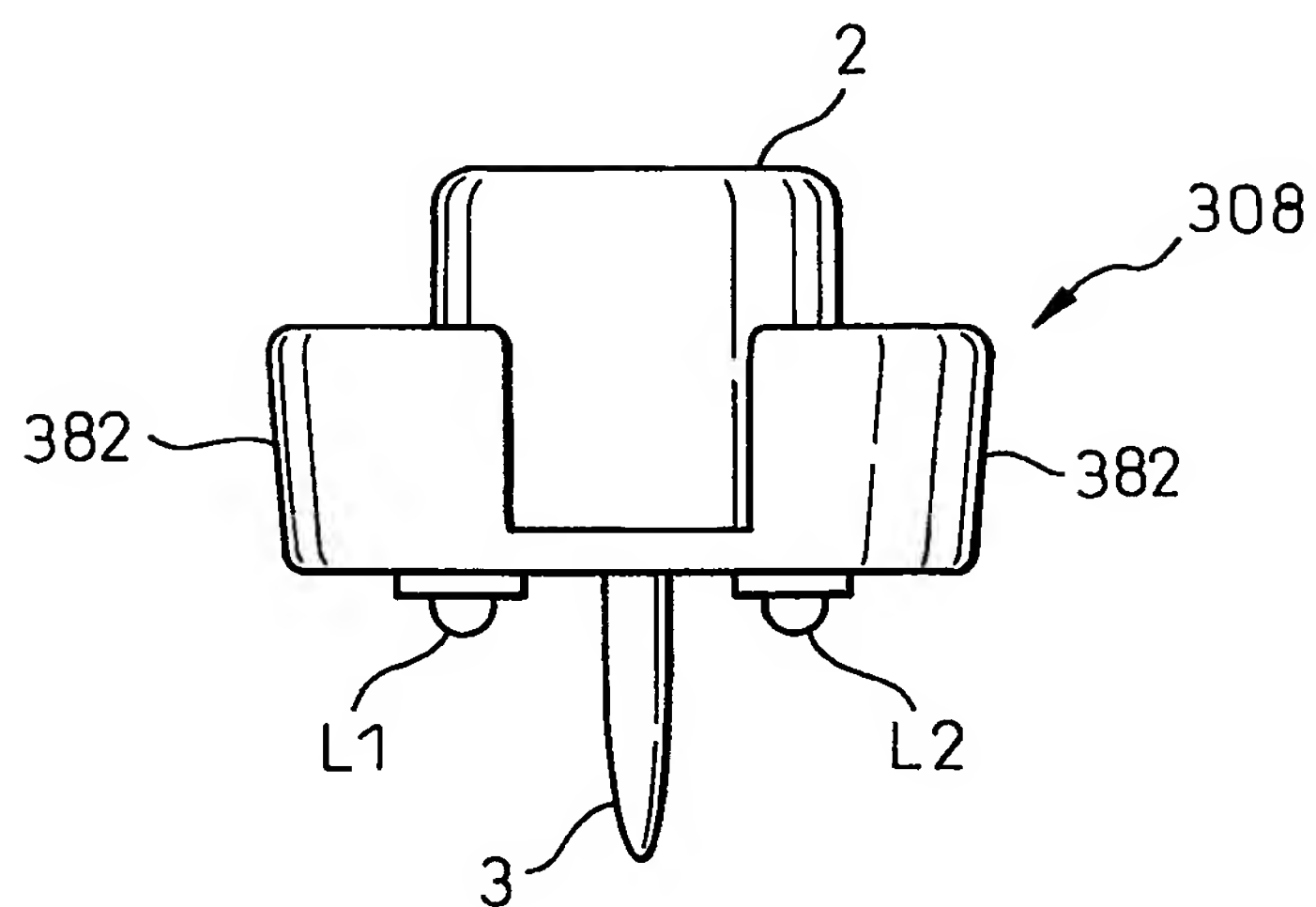


Fig.45B

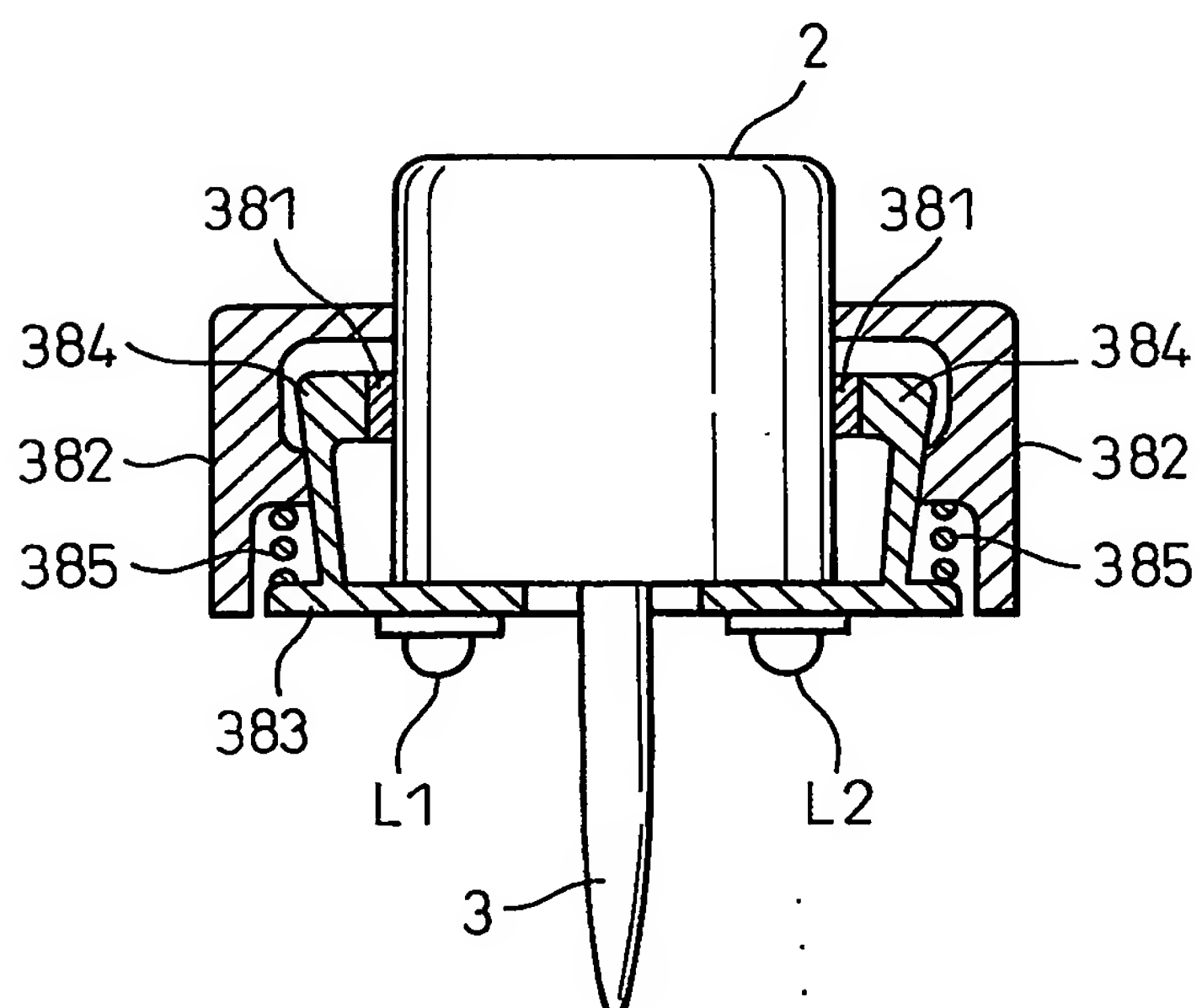


Fig. 46

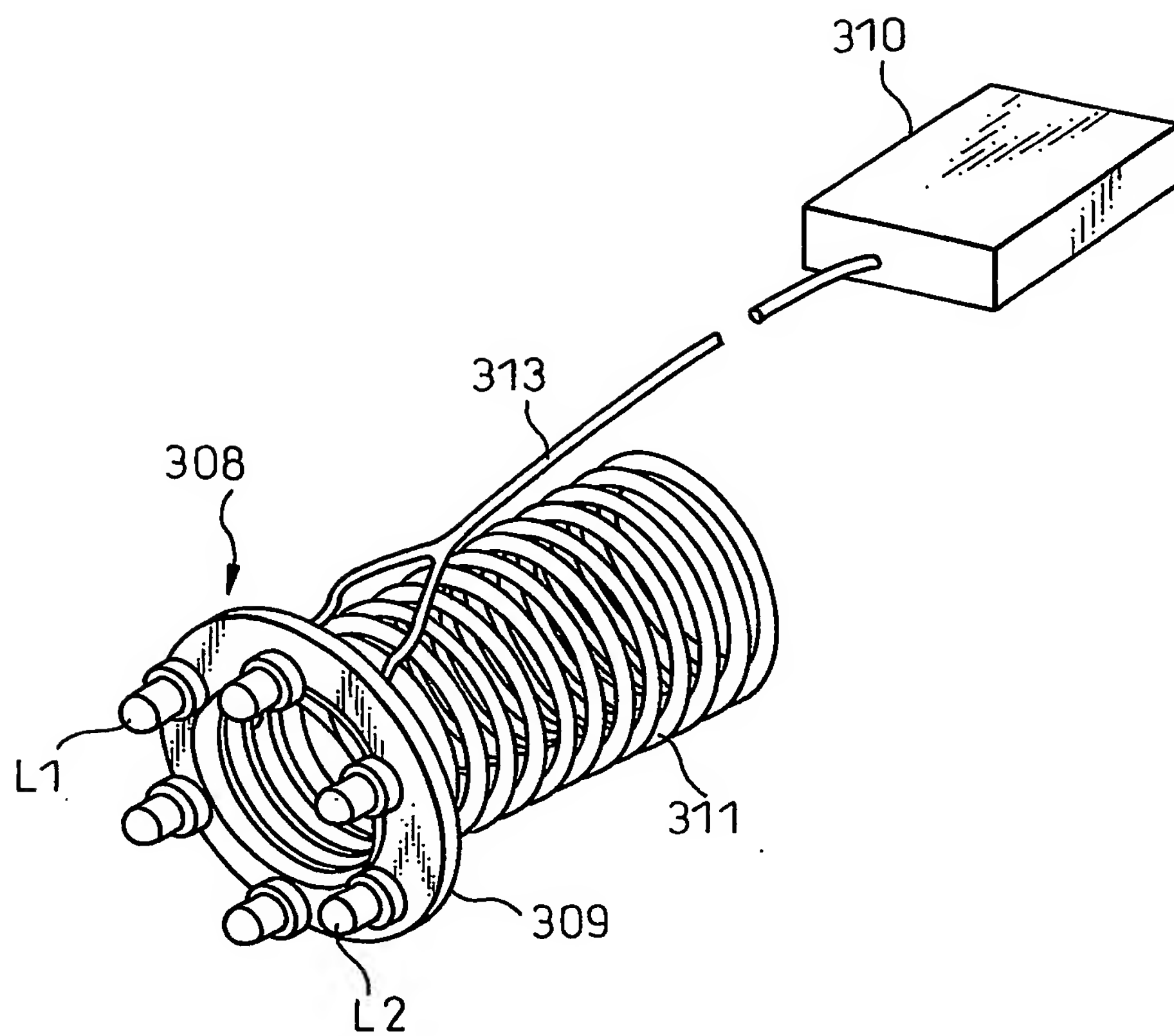




Fig.47

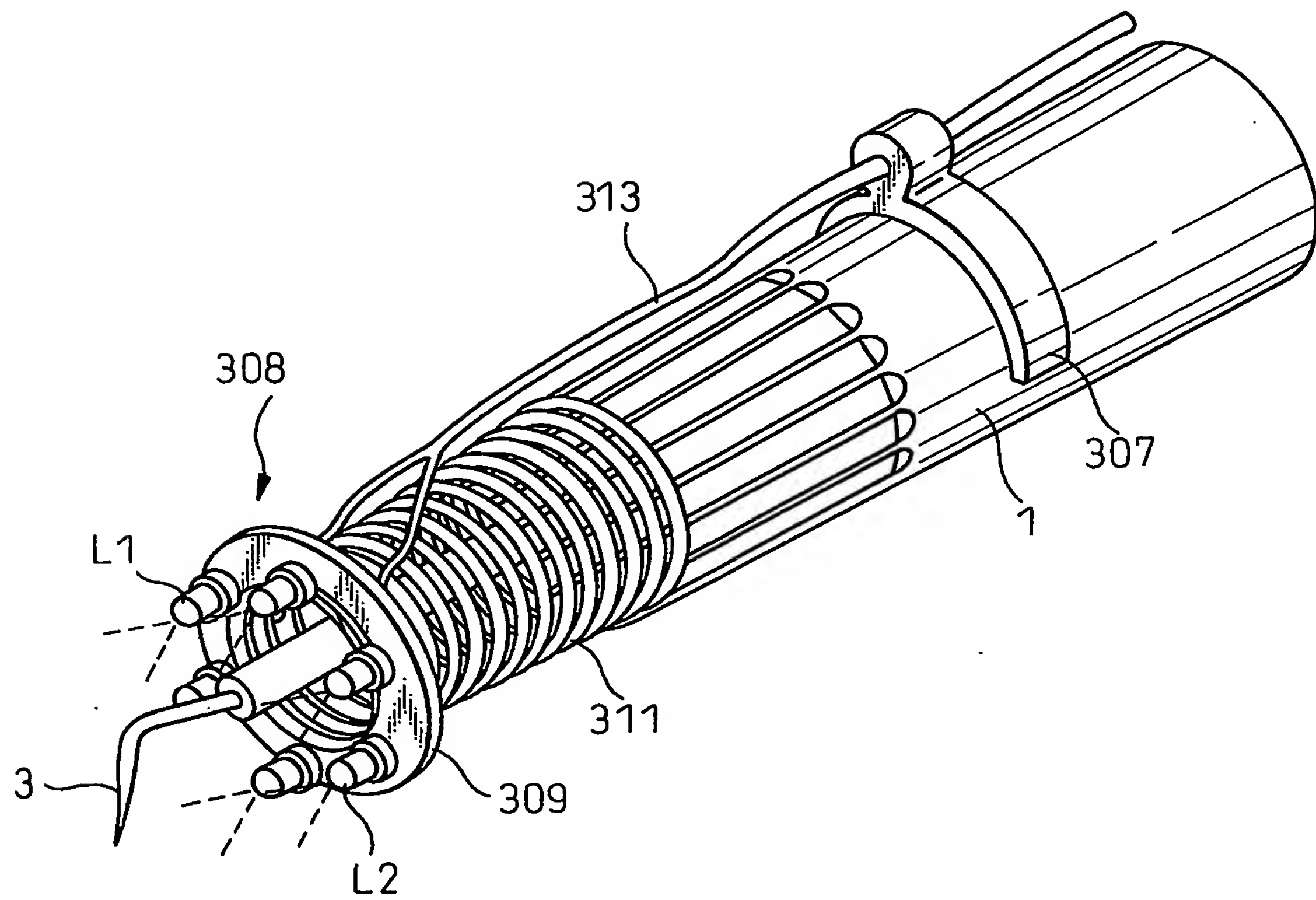


Fig. 48

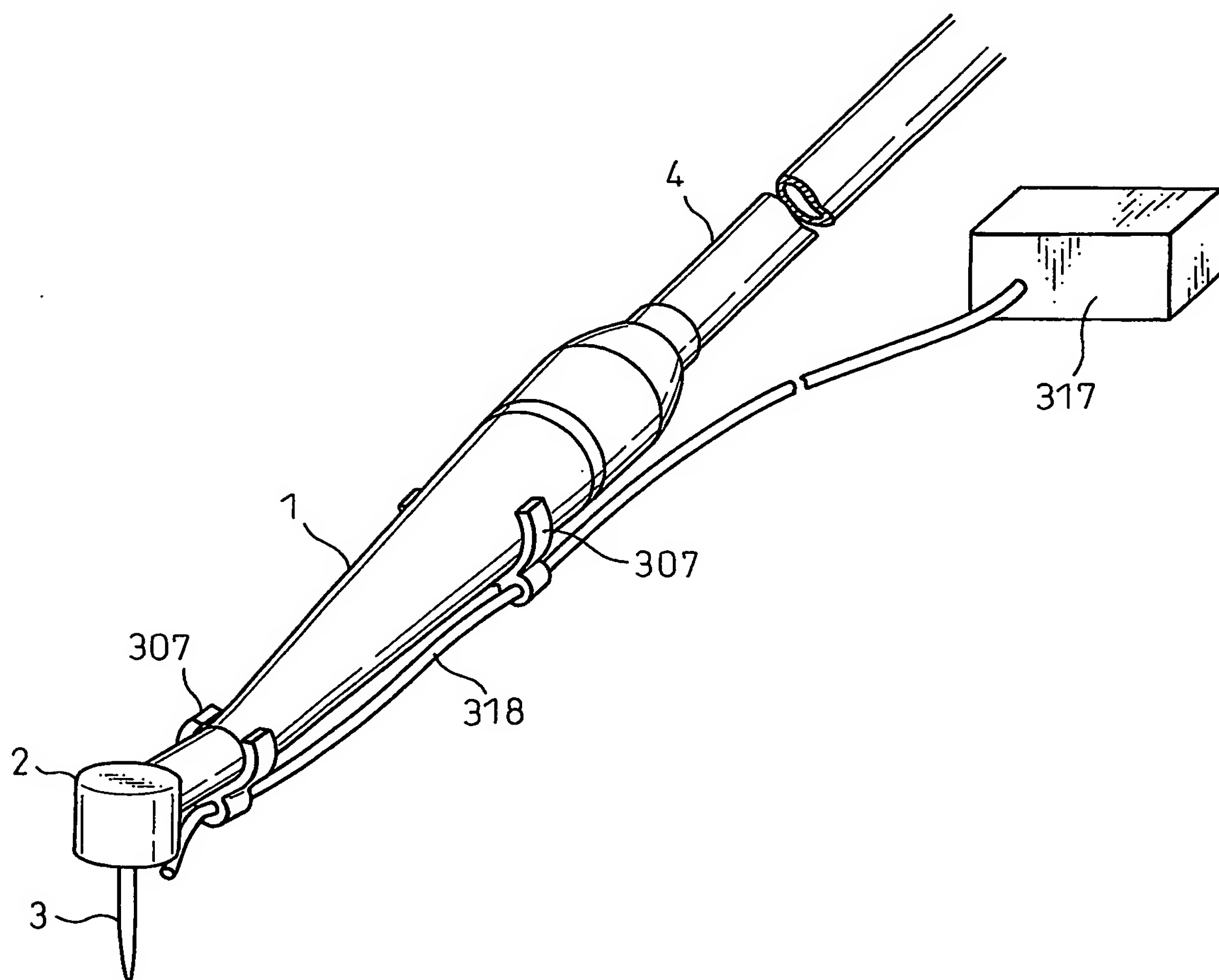


Fig. 49

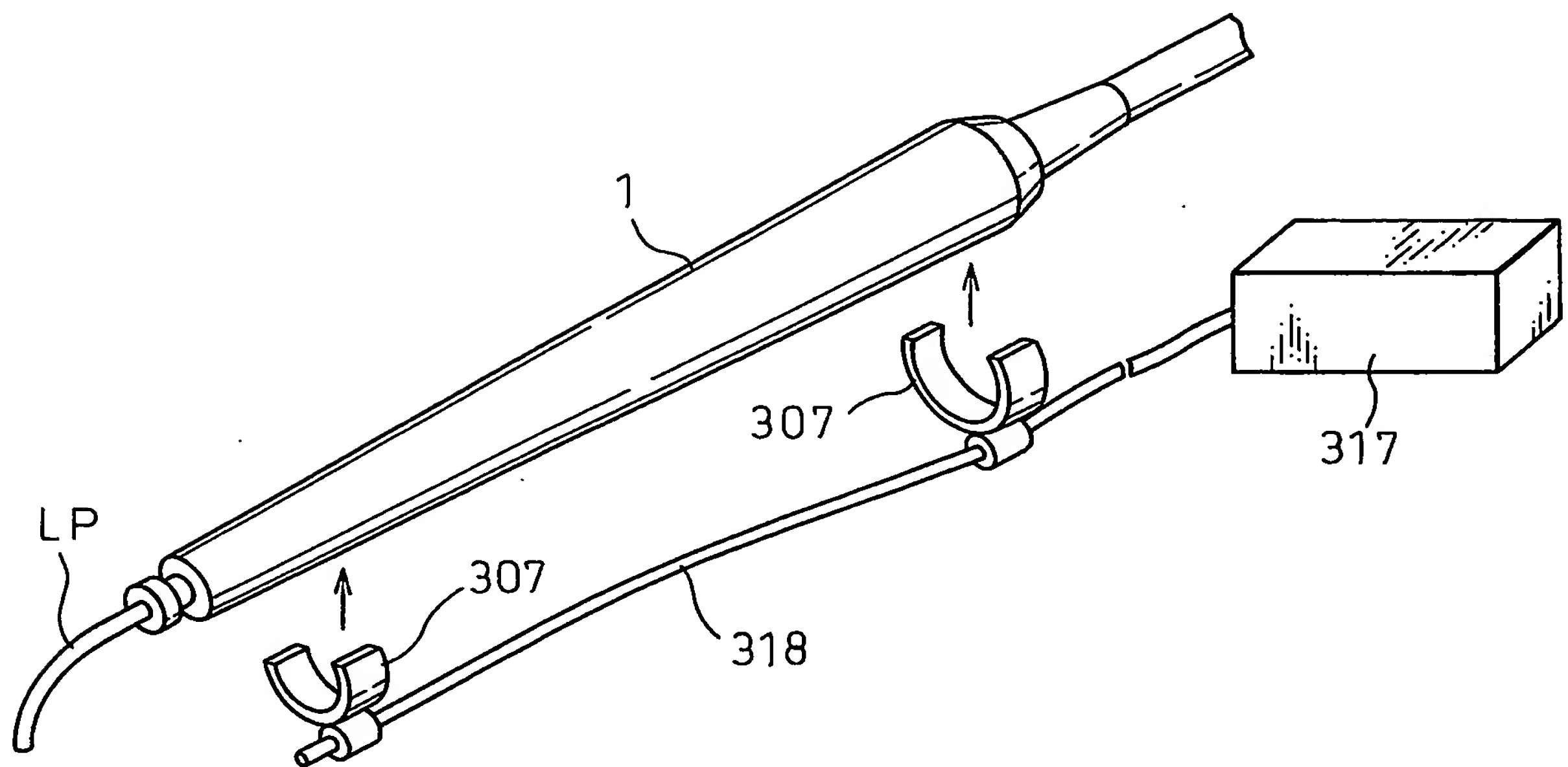


Fig. 50

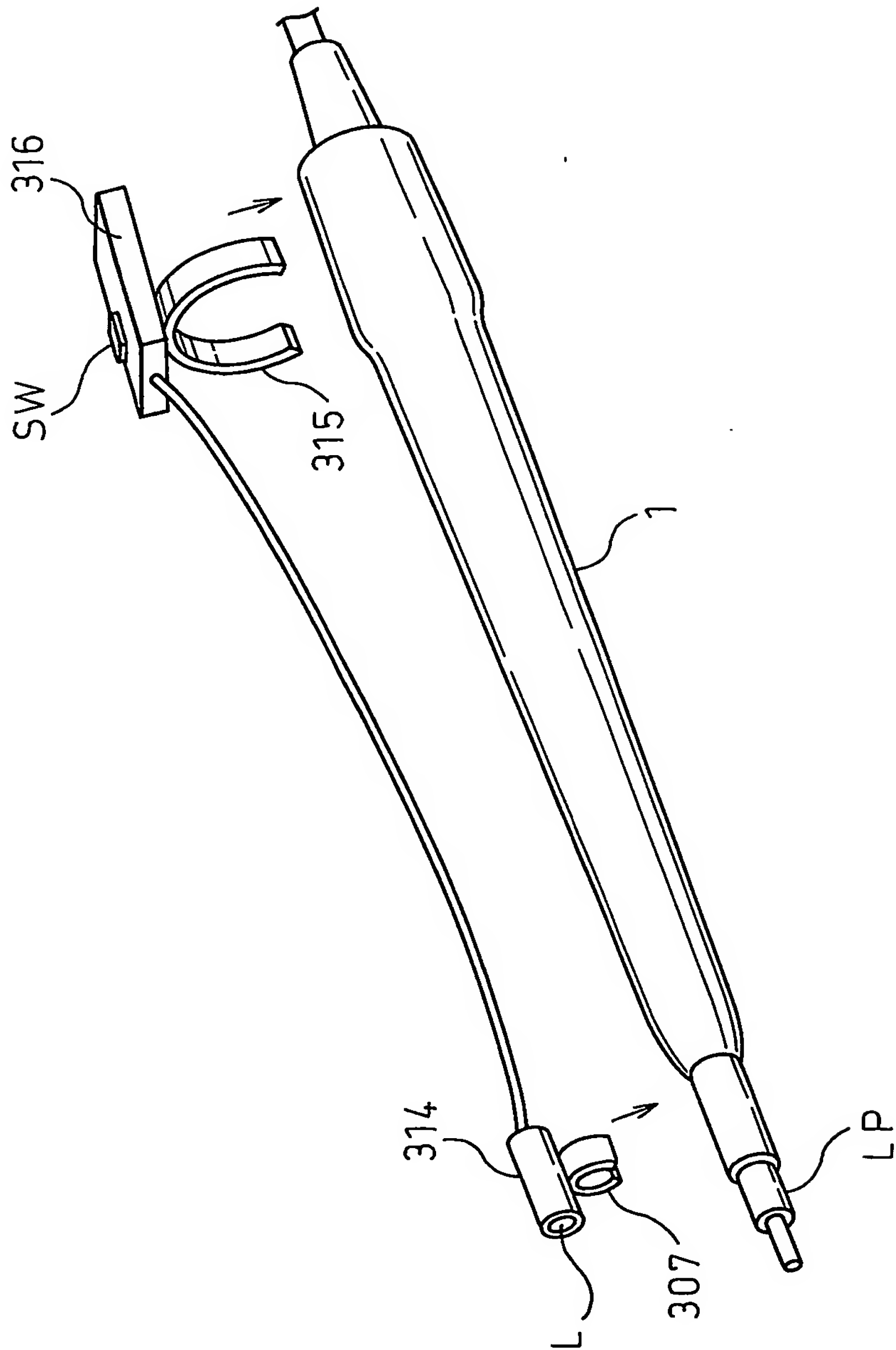


Fig.51

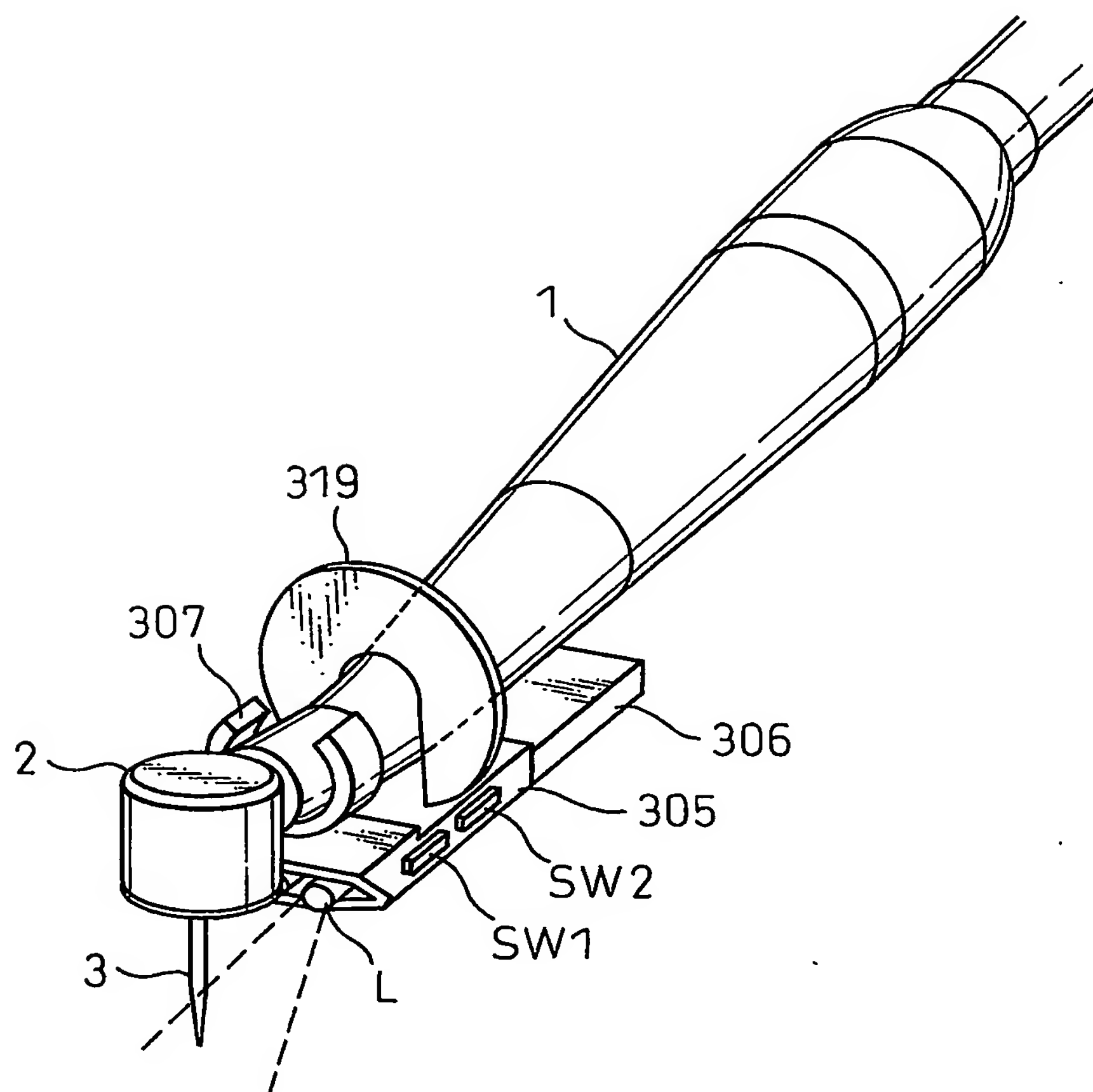


Fig.52

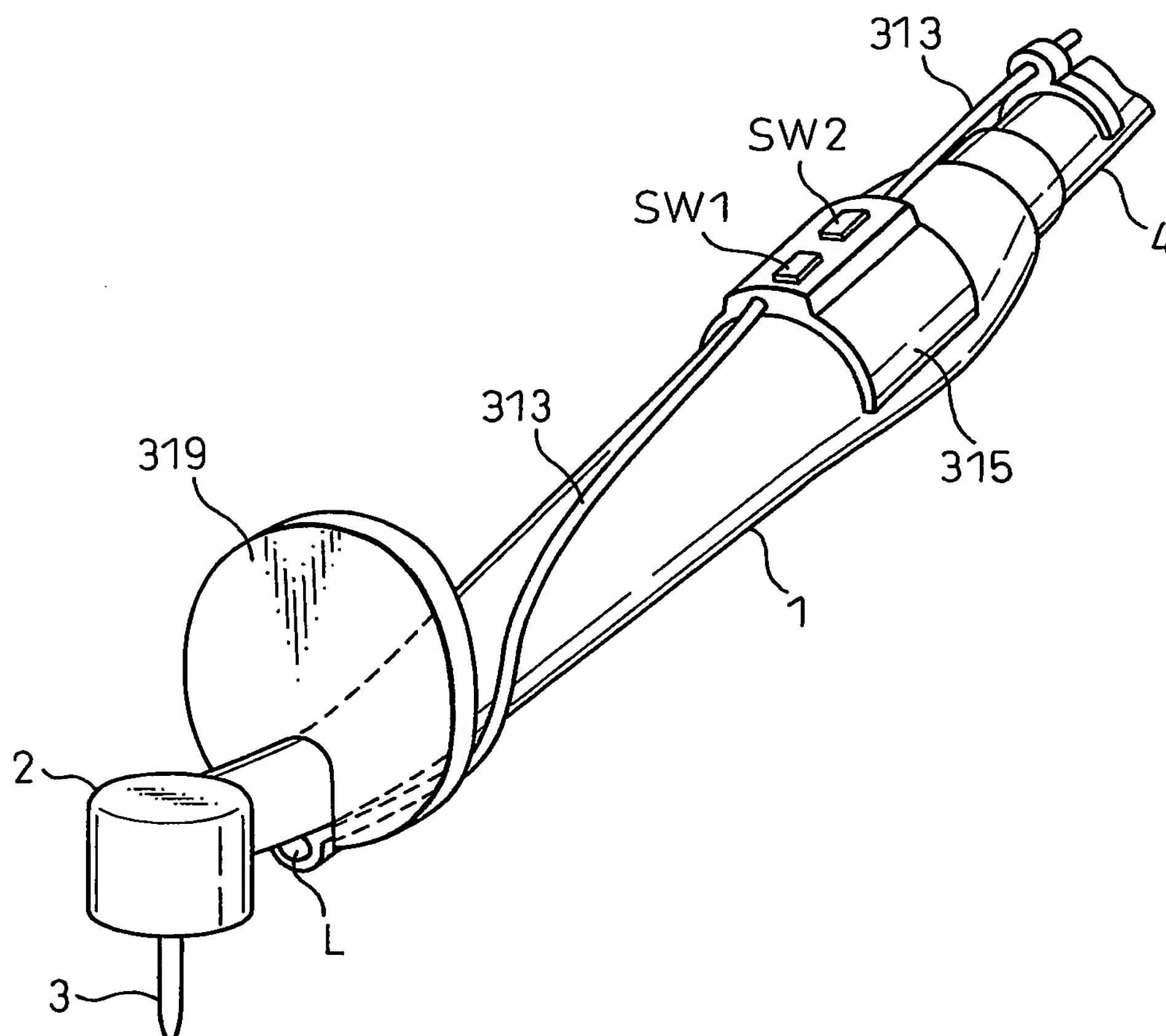




Fig.53

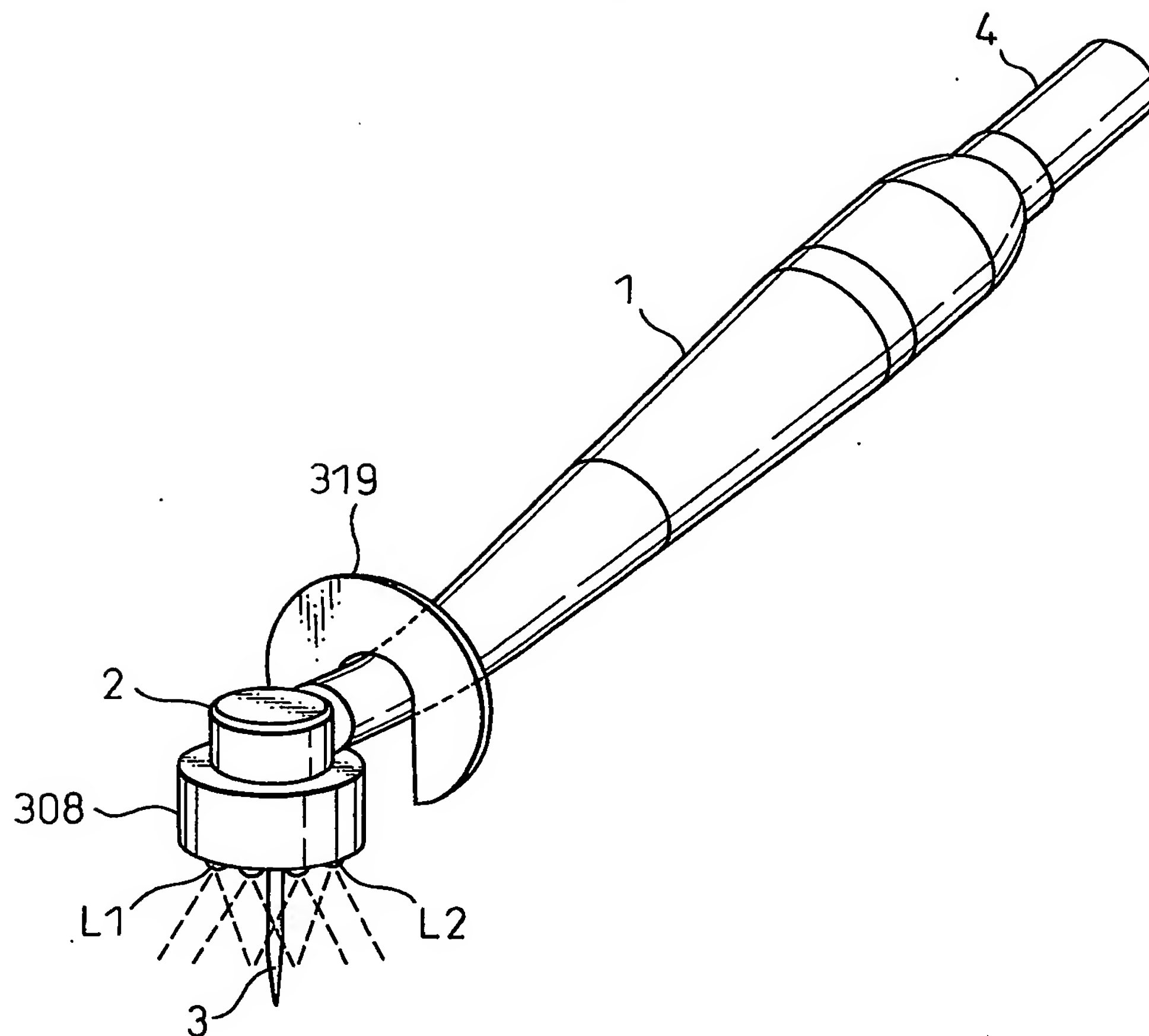


Fig. 54

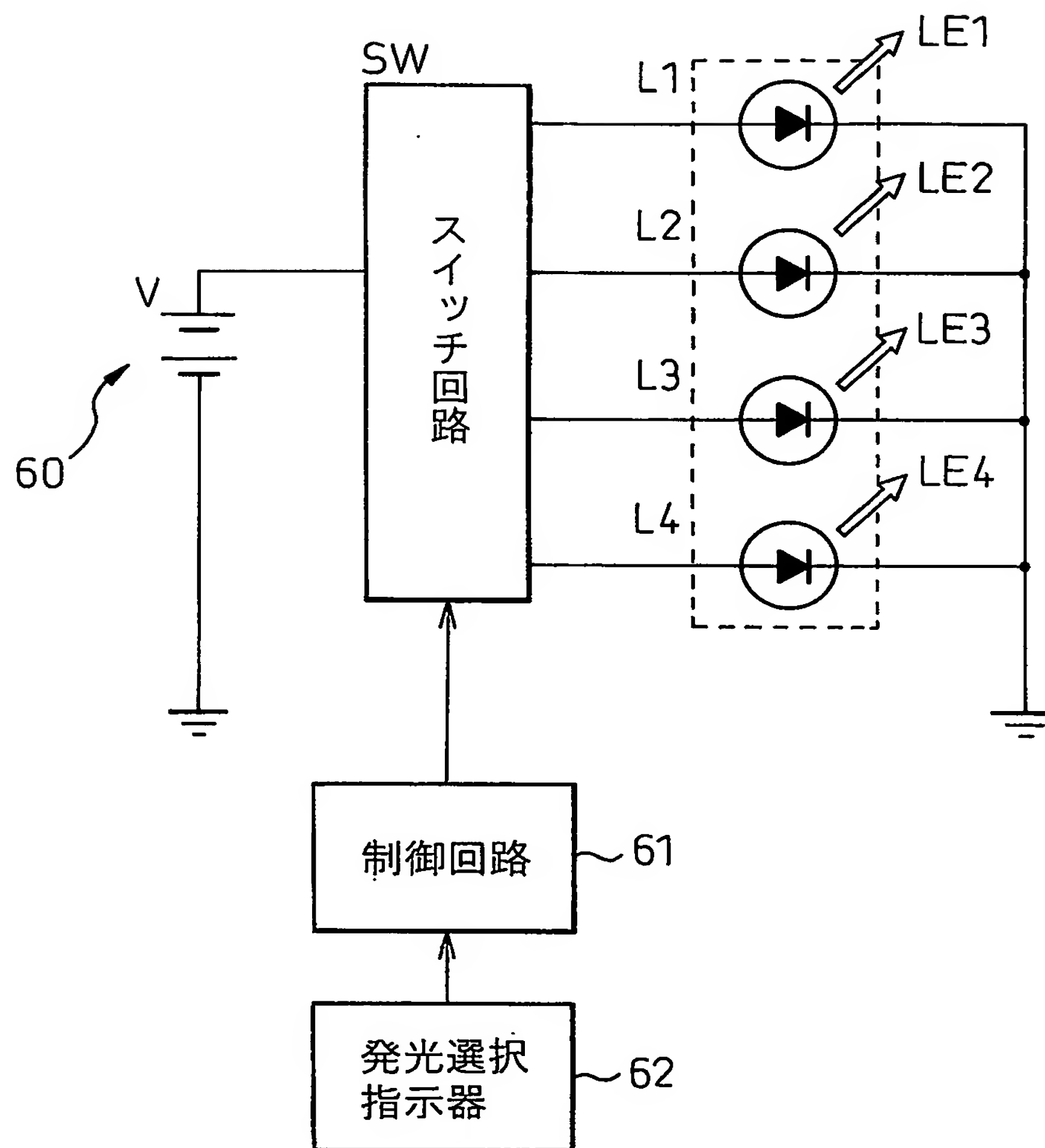


Fig.55

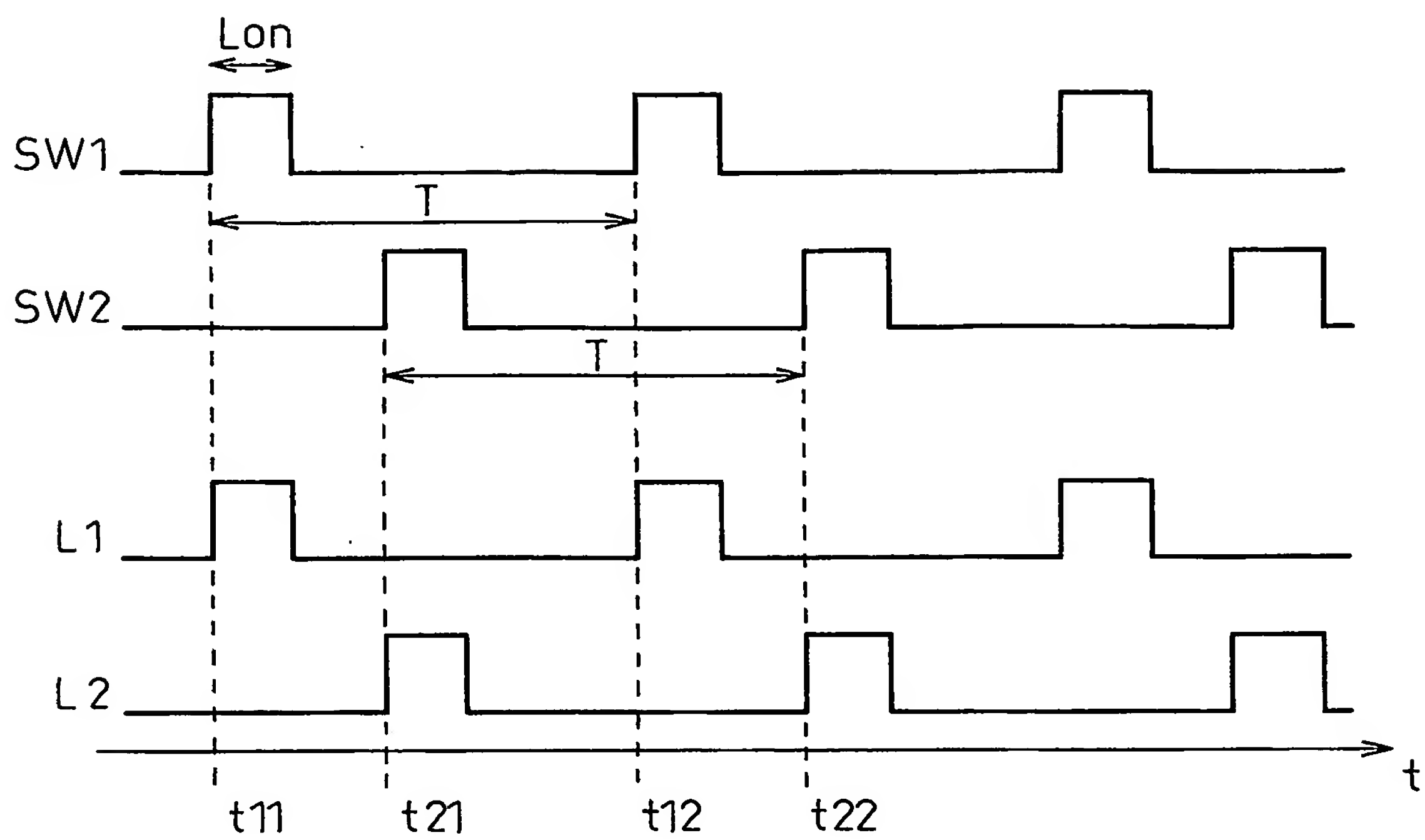


Fig.56

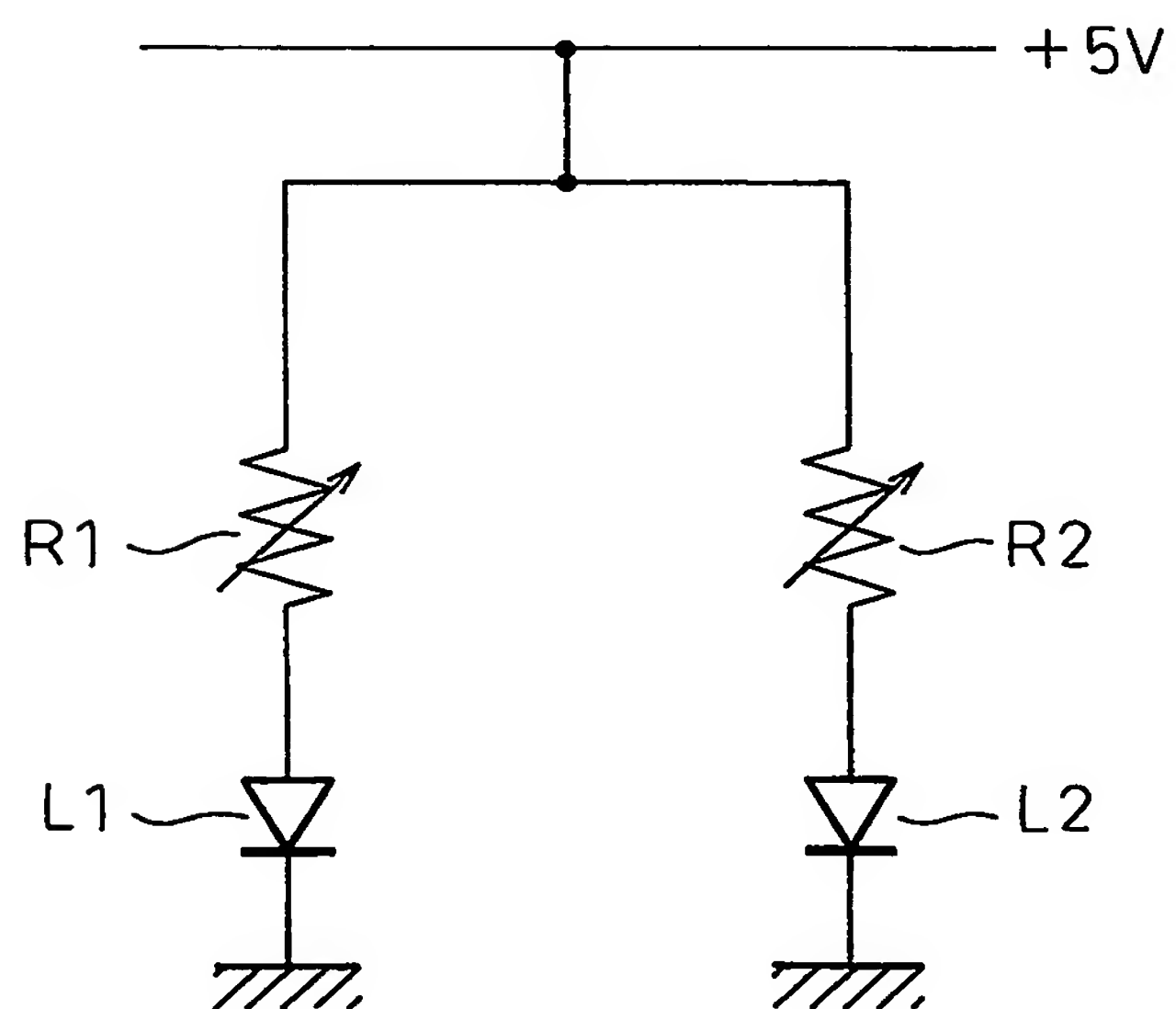


Fig.57

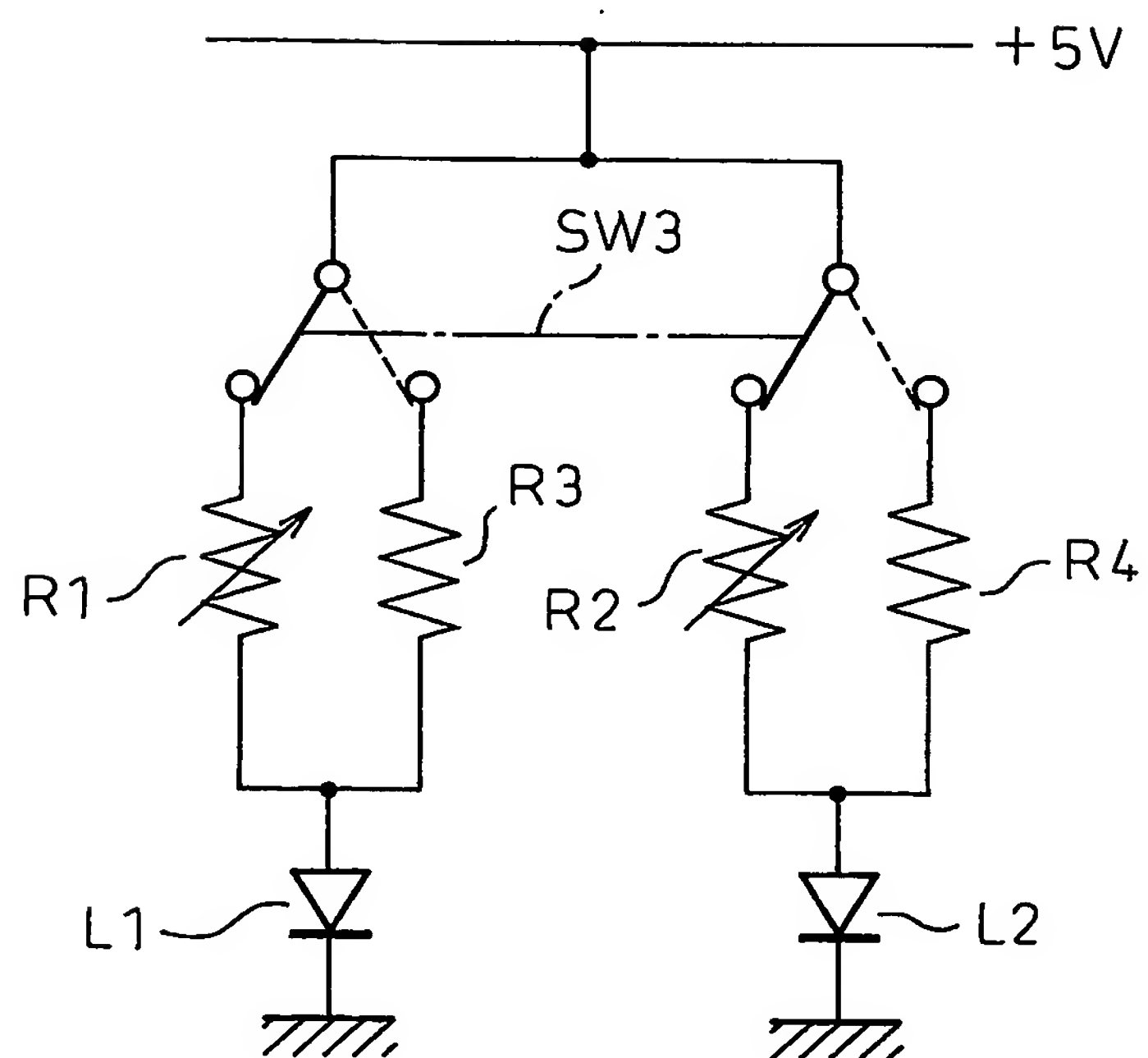


Fig.58

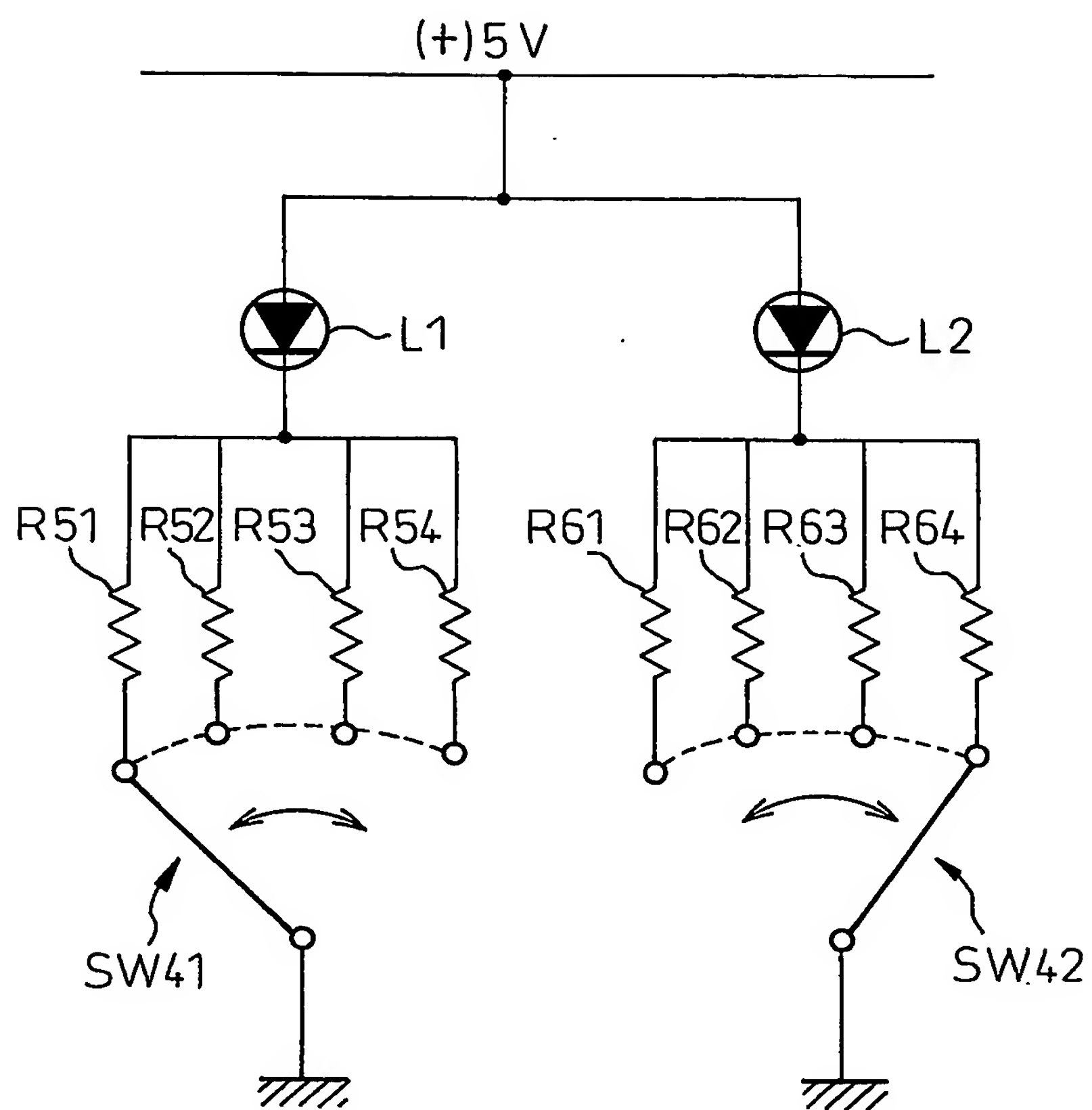


Fig. 59

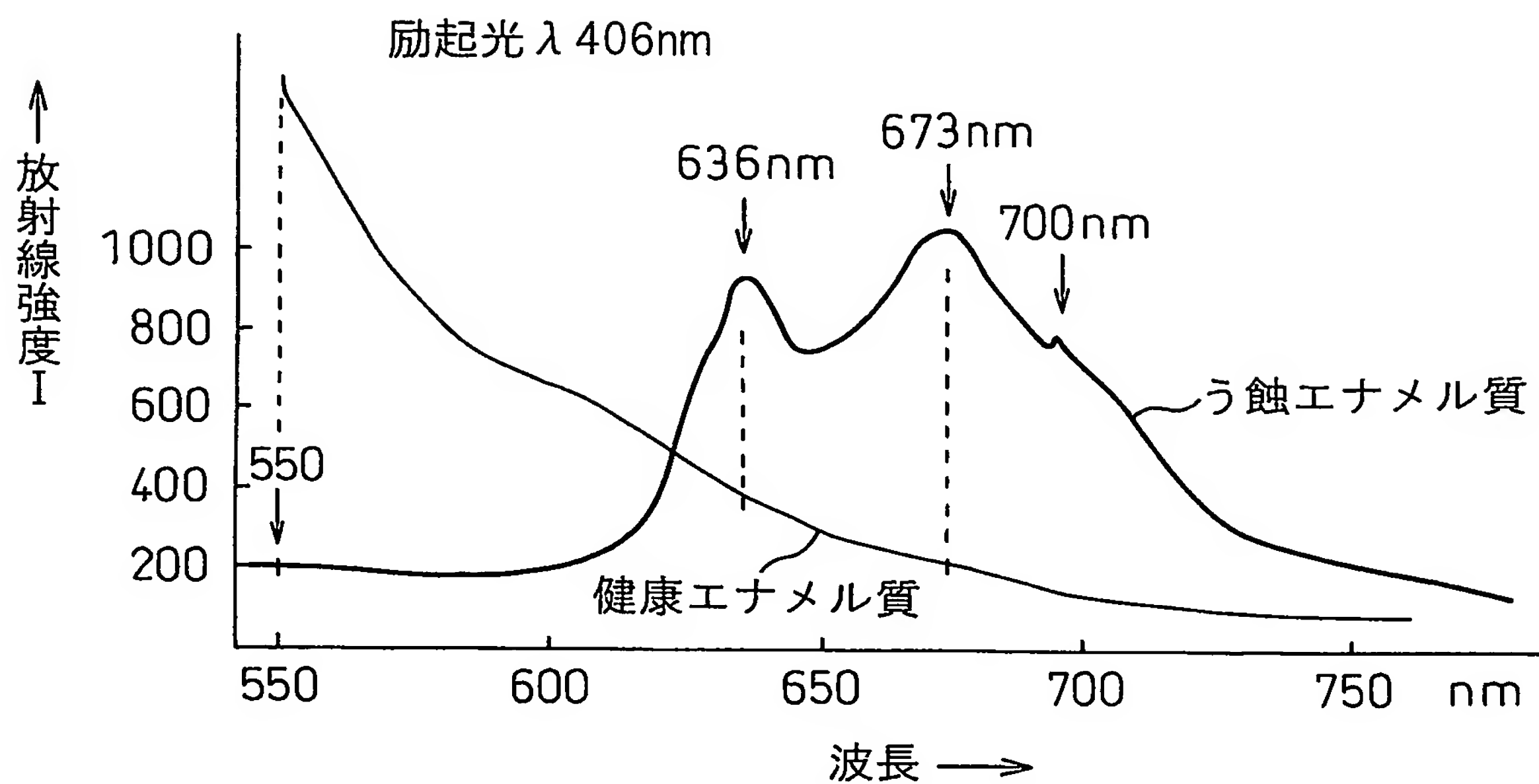


Fig. 60

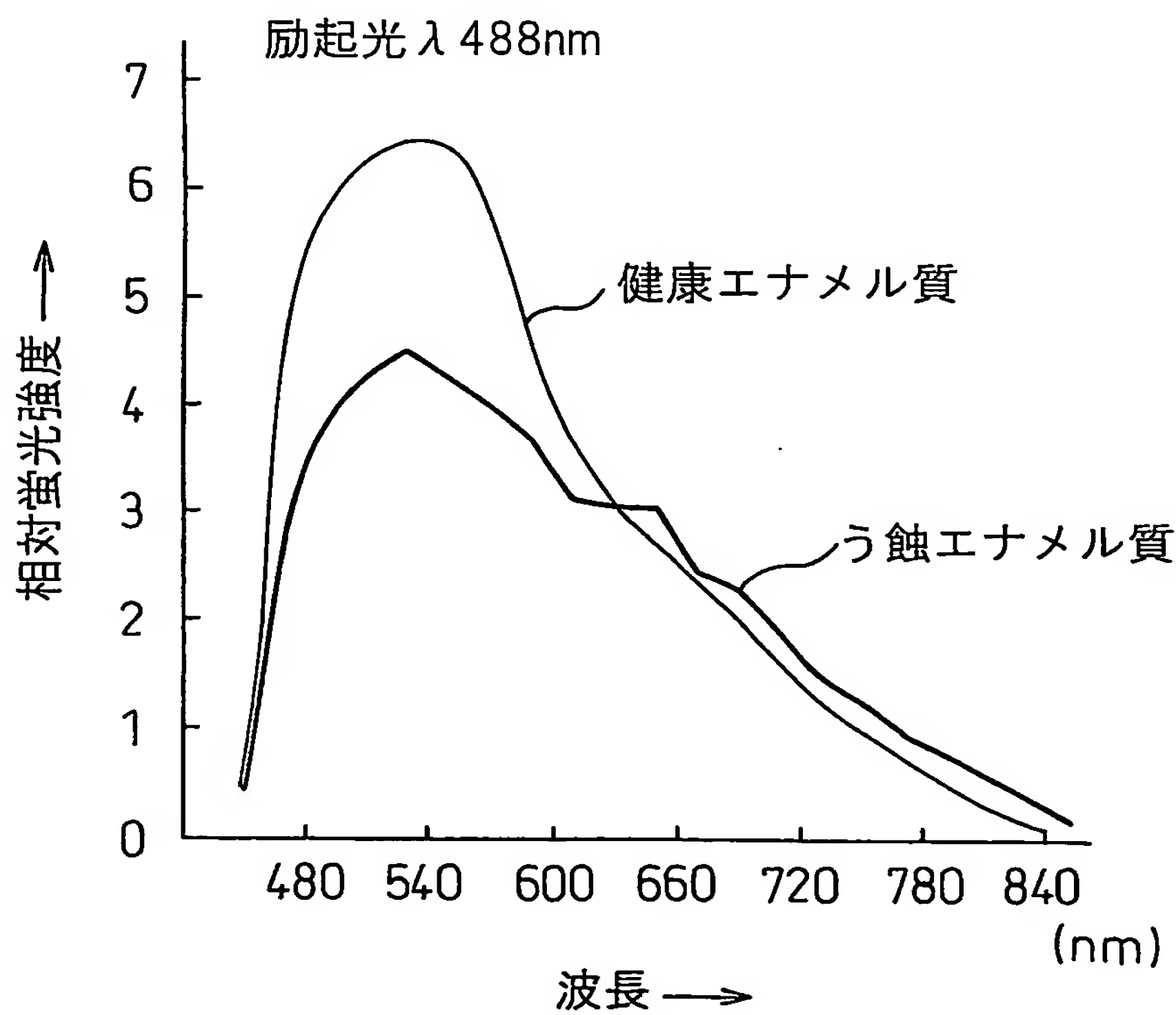




Fig.61

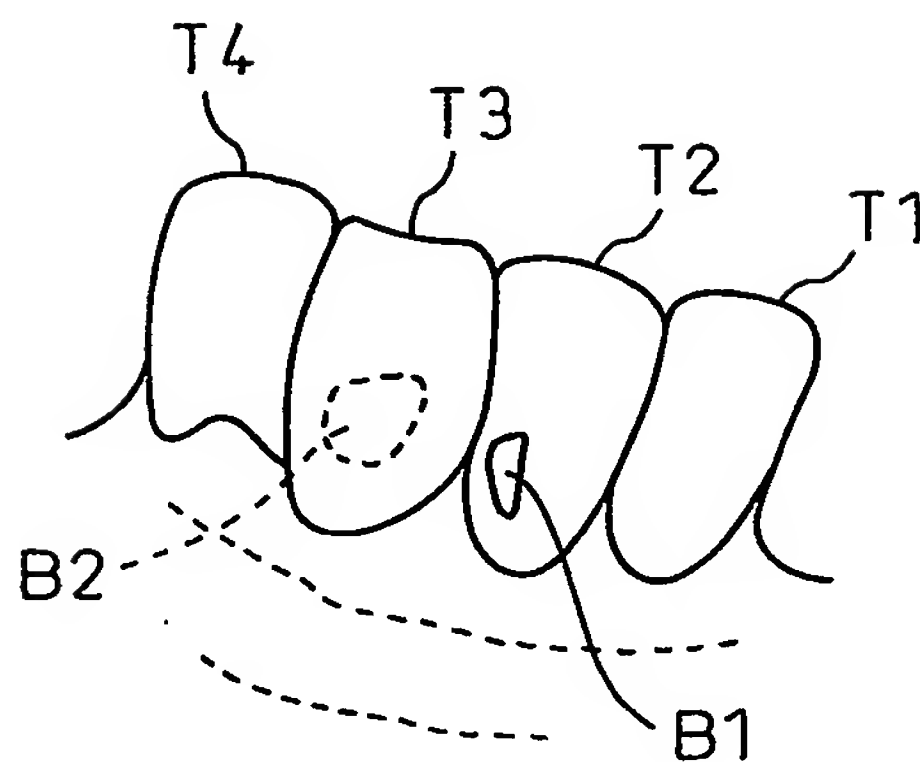
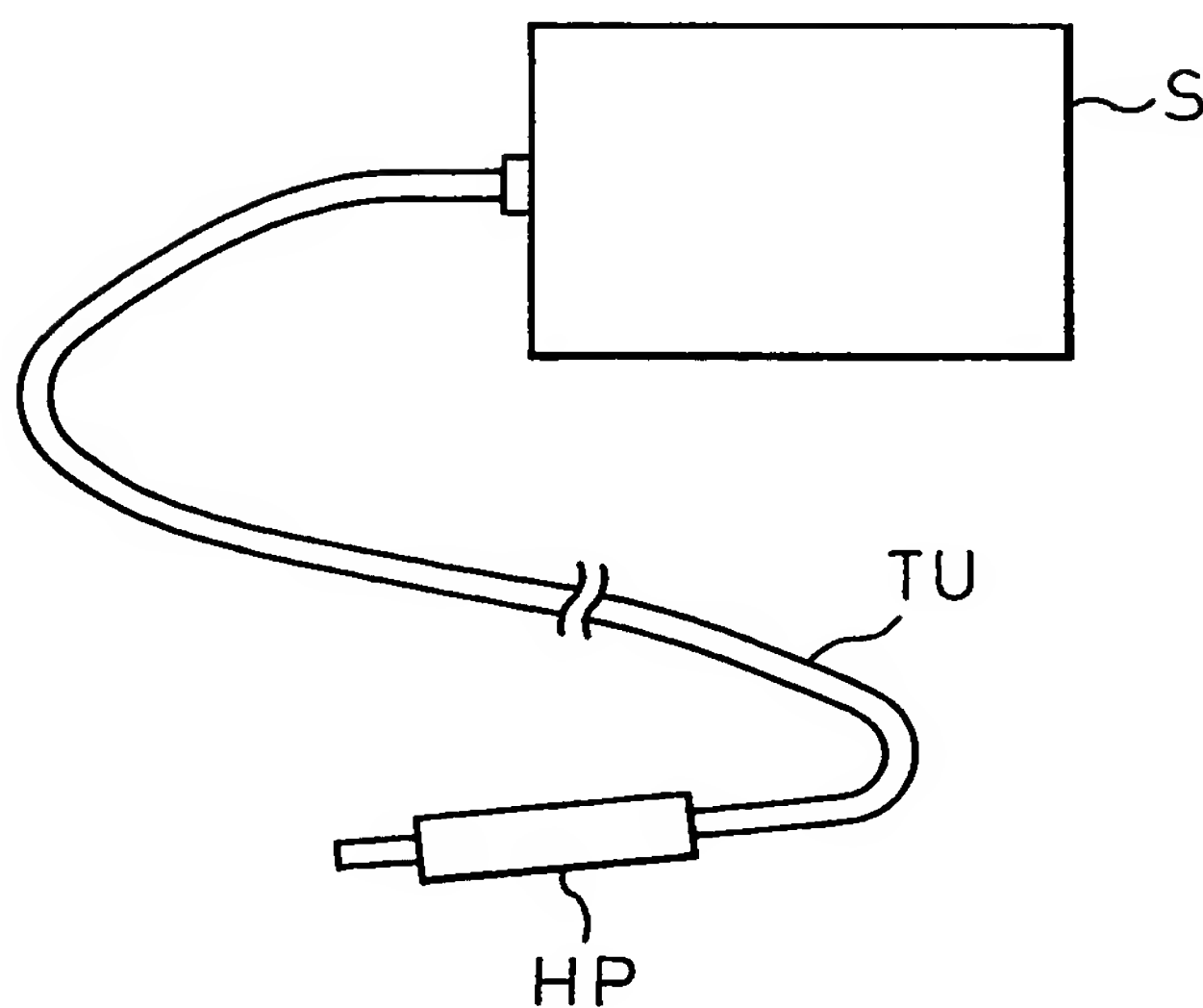


Fig.62



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018672

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> Int.Cl <sup>7</sup> A61C1/08, 19/04		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl <sup>7</sup> A61C1/08, 19/04		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2000-316874 A (Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho), 21 November, 2000 (21.11.00), Full text (Family: none)	1-41
Y	JP 2000-24013 A (Kaltenbach & Voigt GmbH & Co.), 25 January, 2000 (25.01.00), Full text & US 6186780 B1 & EP 962185 A1 & DE 19825021 A	1-41
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 February, 2005 (23.02.05)		Date of mailing of the international search report 15 March, 2005 (15.03.05)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2004/018672

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-337142 A (Kaltenbach & Voigt GmbH & Co.), 21 December, 1993 (21.12.93), Full text & US 5306144 A1 & EP 555645 A1 & DE 4200741 A	1-41
Y	JP 2002-306512 A (Kabushiki Kaisha Morita Seisakusho), 22 October, 2002 (22.10.02), Full text & US 2002-151941 A1 & DE 10216618 A	3-6
Y	JP 2001-112779 A (Nakanishi Inc.), 24 April, 2001 (24.04.01), Full text & US 6607384 B1 & EP 1093765 A3	25-36

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl. A61C 1/08, 19/04		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int. Cl. A61C 1/08, 19/04		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2005年 日本国登録実用新案公報 1994-2005年 日本国実用新案登録公報 1996-2005年		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2000-316874 A (株式会社モリタ製作所) 2000. 11. 21、全文 (ファミリーなし)	1-41
Y	JP 2000-24013 A (カルテンバッハ ウント フォイト ゲゼルシャフト ミット ベシュレンクテル ハフツング ウント コンパニー) 2000. 01. 25、全文 & US 6186780 B1 & EP 962185 A1 & DE 19825021 A	1-41
Y	JP 5-337142 A (カルテンバッハ ウント フォイト ゲゼルシャフトミット ベシュレンクテル ハフツング ウント コンパニー) 1993. 12. 21、全文	1-41
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 23. 02. 2005	国際調査報告の発送日 15. 03. 2005	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 山口 直	3E 8510
電話番号 03-3581-1101 内線 3344		

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
	& US 5306144 A1 & EP 555645 A1 & DE 4200741 A	
Y	JP 2002-306512 A (株式会社モリタ製作所) 2002. 10. 22、全文 & US 2002-151941 A1 & DE 10216618 A	3-6
Y	JP 2001-112779 A (株式会社ナカニシ) 2001. 04. 24、全文 & US 6607384 B1 & EP 1093765 A3	25-36